

**BEST AVAILABLE COPY**

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number : 08-336517

(43) Date of publication of application : 24.12.1996

(51)Int.Cl. A61B 6/00  
H04N 5/325  
G06T 1/00

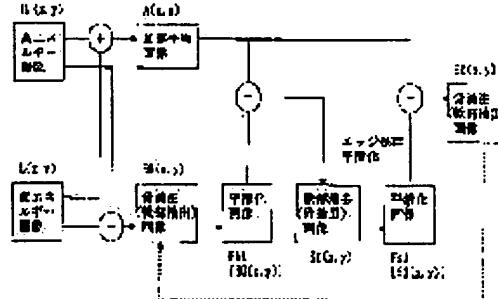
(21)Application number : 07-144375 (71)Applicant : KONICA CORP  
(22)Date of filing : 12.06.1995 (72)Inventor : YANAGIDA AKIKO  
YONEKAWA HISASHI

## (54) IMAGE PROCESSING DEVICE

(57) Abstract:

**PURPOSE:** To effectively emphasize a part changed by the lapse of time such as newly generated shade and shadow of a lesion and to improve diagnosing accuracy and diagnosing efficiency by producing an energy difference processing image between original images by at least two kinds of radiation rays transmitting the same object and performing inter-image arithmetic processing.

CONSTITUTION: A soft image B0 is produced from a high energy image Hr and a low energy image L by applying simple weighted subtraction, and the image B0 is multiplied by a smoothing filter Fb1 which takes the average of masks of several picture elements. In such a case, a bone image Si is obtained by subtracting the soft image B0 to which smoothing processing is applied from the original image, however, it is convenient to use an image A in which two original images are weight-averaged compared with the one in the case that either the high energy image or low energy image is used as the original image judging from the standpoint to reduce a noise as many as possible. While, a soft image B1 is generated by subtracting the image S1 in which the bone image S1 is smoothed by a smoothing filter Fs1 from the weight-averaged image A.



**LEGAL STATUS**

[Date of request for examination] 12.02.2002

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3569566

[Date of registration] 25.06.2004

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平8-336517

(43)公開日 平成8年(1996)12月24日

(51)Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	序内整理番号	F I	技術表示箇所
A 61 B 6/00	3 3 3	0277-2 J	A 61 B 6/00	3 3 3
H 04 N 5/325		0277-2 J		3 5 0 S
G 06 T 1/00			G 06 F 15/62	3 9 0 A

審査請求 未請求 請求項の数8 OL (全14頁)

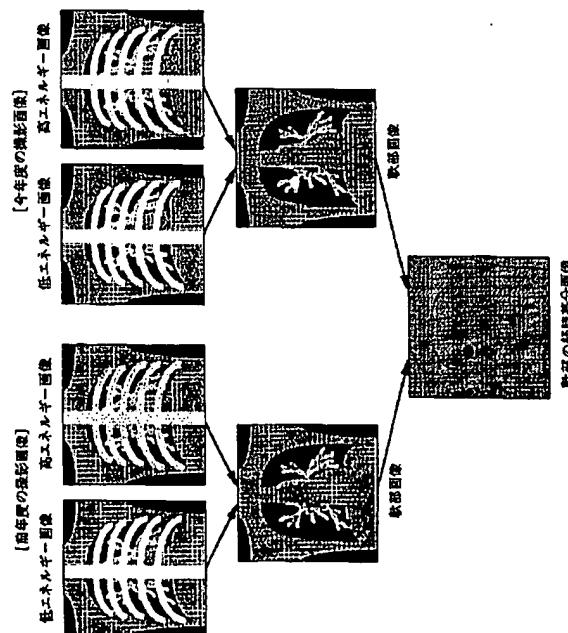
(21)出願番号 特願平7-144375	(71)出願人 コニカ株式会社 東京都新宿区西新宿1丁目26番2号
(22)出願日 平成7年(1995)6月12日	(72)発明者 柳田 亜紀子 東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式会社内
	(72)発明者 米川 久 東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式会社内
	(74)代理人 弁理士 笹島 富二雄

(54)【発明の名称】 画像処理装置

(57)【要約】

【目的】新たに発生した病変などの経時変化部分を効果的に強調した画像を生成して、診断精度及び診断効率を向上させる。

【構成】同一被写体でエネルギー分布の異なる2種類の画像を用いて骨部を消去した軟部画像を生成するエネルギー差分処理を、異なる撮影時期にそれに対応して行わせる。そして、相互に異なる撮影時期に対応するエネルギー差分処理画像間で差分処理を行うことで、被写体の経時変化部分を選択的に強調した画像を生成する。



1

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】同一被写体を透過しかつ相互に異なるエネルギー分布をもつ少なくとも2種類の放射線により形成された複数のオリジナル放射線画像間での差分処理によってエネルギー差分処理画像を生成するエネルギー差分処理手段と、該エネルギー差分処理手段で生成された同一被写体に関わる複数のエネルギー差分処理画像間で画像間演算処理を行って処理画像を生成する画像間演算処理手段と、を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項2】同一被写体を透過しかつ相互に異なるエネルギー分布をもつ少なくとも2種類の放射線により形成された複数のオリジナル放射線画像間での差分処理によって生成されたエネルギー差分処理画像を複数記憶する記憶手段と、該記憶手段に記憶された同一被写体に関わる複数の前記エネルギー差分処理画像間で画像間演算処理を行って処理画像を生成する画像間演算処理手段と、を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項3】前記同一被写体に関わる複数のエネルギー差分処理画像が、前記オリジナル放射線画像を得る撮影を異なる時期に複数回行った結果として各撮影時期に対応して生成された画像であり、前記画像間演算処理手段が、

前記複数のエネルギー差分処理画像間で共通の被写体部分の位置合わせ処理を行う位置合わせ処理手段と、該位置合わせ処理手段で位置合わせ処理が行われた複数のエネルギー差分処理画像間で画像間差分処理を行う差分処理手段と、

を含んで構成されることを特徴とする請求項1又は2に記載の画像処理装置。

【請求項4】前記位置合わせ処理手段における位置合わせ処理が、前記複数のエネルギー差分処理画像のうちの少なくとも1画像の非線型変換を含むことを特徴とする請求項3記載の画像処理装置。

【請求項5】前記被写体が軟部組織及び骨部を含み、前記画像間演算処理手段における前記エネルギー差分処理画像として、前記被写体中の骨部を除去した軟部組織を主体として表す軟部画像を用いることを特徴とする請求項1～4のいずれか1つに記載の画像処理装置。

【請求項6】前記被写体が軟部組織及び骨部を含み、前記エネルギー差分処理画像として、前記被写体の軟部組織を主体として表す軟部画像と、前記被写体中の骨部を主体として表す骨部画像との2種類の画像が生成され、前記位置合わせ処理手段が、前記骨部画像を用いて大まかな位置合わせ処理を行った後、前記軟部画像を用いて細かな位置合わせを行い、前記画像間演算処理手段における前記エネルギー差分処理画像として、前記位置合わせ処理が行われた軟部画像を用いることを特徴とする請求項3又は4に記載の記載の画像処理装置。

10

【請求項7】前記画像間演算処理手段において生成された処理画像を少なくとも表示する画像表示手段を有することを特徴とする請求項1～6のいずれか1つに記載の画像処理装置。

【請求項8】前記画像表示手段が、前記画像間演算処理手段において生成された処理画像と、前記オリジナル画像とエネルギー差分処理画像との少なくとも一方とを同時に又は切り換えて表示することを特徴とする請求項7記載の画像処理装置。

10

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は画像処理装置に関し、詳しくは、医療用放射線画像において、経時変化部分の診断に適した画像情報を与える画像処理技術に関する。

## 【0002】

【従来の技術】X線画像のような放射線画像は、病気診断用などに多く用いられており、このX線画像を得るために、被写体を透過したX線を蛍光体層（蛍光スクリーン）に照射し、これにより可視光を生じさせてこの可視光を通常の写真と同様に銀塩を使用したフィルムに照射して現像した、所謂、放射線写真が従来から多く利用されている。

【0003】そして、前記放射線写真の観察に基づく診断においては、例えば同一被検者について異なる時期に撮影された複数のフィルムを、シャウカステン（フィルム観察器）等の観察装置上に並べ、医師がそれらの画像（時系列画像）を相互に見比べて、自己の経験知識に基づいて経時変化部分を認識することにより診断に利用する場合があった。

【0004】上記のように、時系列的な画像を互いに比較参照する手法は、新たに発生した病変を発見したり、既に知られている病変の進行又は改善の様子を知る上で重要である。一方、エネルギー差分処理によって被写体の特定部分を抽出した画像を得ることで、病変陰影を発見しやすくなることが従来から行われている。

30

【0005】前記エネルギー差分処理とは、被写体の特定部分が互いに異なるエネルギーを有する放射線に対して異なる放射線吸収率を有することを利用して、同一の被写体に対して互いに異なるエネルギーを有する各放射線による複数の放射線画像を得、これらの複数の放射線画像を適当に重み付けしてその差を演算することによって、放射線画像から骨部或いは軟部を除去して、軟部組織を主体として表す軟部画像と、前記被写体中の骨部を主体として表す骨部画像との2種類の画像を生成し得るものである（特開昭58-163338号公報等参考照）。

## 【0006】

40

【発明が解決しようとする課題】ところで、前述のように時系列的なフィルム画像の比較読影をシャウカステン等の観察装置を用いて行っても、新たに発生した病変陰

50

## \* NOTICES \*

JPO and NCIPI are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

## DETAILED DESCRIPTION

---

### [Detailed Description of the Invention]

#### [0001]

[Industrial Application] This invention relates to the image processing technique which can give the image information suitable for a diagnosis of an aging part in a medical radiation image in detail about an image processing system.

#### [0002]

[Description of the Prior Art] In order to use many radiation images to a sick diagnosis like an X-ray picture and to obtain this X-ray picture, the X-ray which penetrated the photographic subject is irradiated at a fluorescent substance layer (fluorescent screen), and many so-called radiographs which were made to produce the light by this, irradiated the film which used silver salt like the usual photograph, and developed this light are used from the former.

[0003] And in the diagnosis based on observation of said radiograph, two or more films photoed at the stage to differ, for example about the same subject were arranged in on observation equipments, such as X film illuminator (film viewer), the medical practitioner compared those images (time series image) mutually, and there was a case where it used for a diagnosis, by recognizing an aging part based on the experience knowledge of self.

[0004] As mentioned above, the technique of carrying out comparison reference of the serial image of each other is important, when discovering the newly generated lesion or getting to know advance of a lesion already known, or the situation of an improvement. Making lesion shading easy to discover is performed from the former by on the other hand obtaining the image which extracted the particular part of a photographic subject by energy subtraction processing.

[0005] It uses having the rate of the absorption of radiation to which the particular part of a photographic subject differs from said energy subtraction processing to the radiation which has mutually different energy. By obtaining two or more radiation images by each radiation which has mutually different energy to the same photographic subject, carrying out weighting of two or more of these radiation images suitably, and calculating the difference A bony septum or soft parts is removed from a radiation image, and two kinds of images of the soft-parts image which expresses soft tissue as a subject, and the bony septum image which expresses the bony septum in said photographic subject as a subject can be generated (reference, such as JP,58-163338,A).

#### [0006]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] By the way, even if it performed the comparison interpretation of radiogram of a film image serial as mentioned above using observation equipments, such as X film illuminator, since the complicated normal structure of the body was overlapped and it appeared in many cases, recognition of said aging part was difficult for aging parts, such as newly generated lesion shading, and they had the case where an oversight arose.

[0007] Moreover, in the above comparison interpretation of radiogram of a film image, since the field which corresponds mutually [ two or more films ] was chosen based on observation and knowledge, and those fields had to be compared by turns and had to be judged in order to have recognized the exact

location and range, or extent of change even when an aging part was detected, there was a problem that diagnostic effectiveness was bad.

[0008] Furthermore, in the comparison interpretation of radiogram of a film image, the activity which selects the target film out of a film storage warehouse etc., carries to an interpretation-of-radiogram room, and is imposed on X film illuminator was required, and also had the problem that working efficiency was bad each time. On the other hand, since lesion shading and normal structure were not able to be completely separated even when energy subtraction processing is performed, lesion shading may have been overlooked too. For example, although it becomes easy to find it by the soft-parts image which removes a bony septum and mainly expresses soft parts, even if the neoplasm which lapped with the rib was a soft-parts image, since the distinction with shading of a blood vessel or a bronchial tube and a neoplasm was difficult, it may have overlooked lesion shading.

[0009] moreover, since there is no information about aging of lesion shading in an energy subtraction processing image, even if it has recognized lesion shading, it will be shading generated newly -- a chronic disease -- strange one could not be distinguished and there was a problem that speed of advance of a lesion could not be judged, either. This invention is made in view of the above-mentioned trouble, and it aims at raising accuracy and diagnostic effectiveness by offering the image processing system which can generate the processing image which emphasized aging parts, such as newly generated lesion shading, effectively.

[0010]

[Means for Solving the Problem] Therefore, the image processing system concerning invention of claim 1 the difference between two or more original radiation line drawing images formed by at least two kinds of radiations with energy distribution which penetrates the same photographic subject and is mutually different -- with an energy subtraction processing means to generate an energy subtraction processing image by processing It has a data-processing means between images to perform data processing between images among two or more energy subtraction processing images concerned with the same photographic subject generated with this energy subtraction processing means, and to generate a processing image, and is constituted.

[0011] Moreover, the image processing system concerning invention of claim 2 the difference between two or more original radiation line drawing images formed by at least two kinds of radiations with energy distribution which penetrates the same photographic subject and is mutually different -- with a storage means to memorize two or more energy subtraction processing images generated by processing It has a data-processing means between images to perform data processing between images among said two or more energy subtraction processing images concerned with the same photographic subject memorized by this storage means, and to generate a processing image, and is constituted.

[0012] In the image processing system concerning invention of claim 3, two or more energy subtraction processing images concerned with said same photographic subject It is the image generated corresponding to each photography stage as a result of having performed photography which obtains said original radiation image two or more times at a different stage. An alignment processing means by which said data-processing means between images performs alignment processing of a common photographic subject part among said two or more energy subtraction processing images, between two or more energy subtraction processing images in which alignment processing was performed with this alignment processing means -- between images -- difference -- the difference which processes -- it shall be constituted including a processing means

[0013] In the image processing system concerning invention of claim 4, the alignment processing in said alignment processing means considered as the configuration including non-line type conversion of at least 1 image of said two or more energy subtraction processing images. In the image processing system concerning invention of claim 5, it considered as the configuration using the soft-parts image with which said photographic subject expresses as a subject the soft tissue which removed the bony septum in said photographic subject including soft tissue and a bony septum as said energy subtraction processing image in said data-processing means between images.

[0014] In the image processing system concerning invention of claim 6, said photographic subject

contains soft tissue and a bony septum. As said energy subtraction processing image Two kinds of images of the soft-parts image which expresses the soft tissue of said photographic subject as a subject, and the bony septum image which expresses the bony septum in said photographic subject as a subject are generated. After said alignment processing means performs rough alignment processing using said bony septum image, it performs fine alignment using said soft-parts image, and as said energy subtraction processing image in said data-processing means between images It considered as the configuration using the soft-parts image with which said alignment processing was performed.

[0015] In the image processing system concerning invention of claim 7, it considered as the configuration which has an image display means to display at least the processing image generated in said data-processing means between images. In the image processing system concerning invention of claim 8, said image display means considered at least one side of the processing image generated in said data-processing means between images, and a said original image and an energy subtraction processing image as coincidence or the configuration switched and displayed.

[0016]

[Function] It becomes still more possible, after energy subtraction processing removes a part of normal structure of the body acting as a failure to discovery of lesion shading according to the image processing system concerning claim 1 or invention of 2 to emphasize alternatively the change part between energy subtraction processing images by data processing between images.

[0017] Since it is specifically possible to reduce vascular shadow by data processing between energy subtraction processing images while reducing bone shading by energy subtraction processing Even if the physical relationship of a bone and a blood vessel is the case where it changes with differences in the direction of incidence of the radiation at the time of photography etc. The interpretation of radiogram of the part which was changeable with lesion shadings, such as a neoplasm, can be carried out easily, without being influenced by a bone and the blood vessel, since bone shading and vascular shadow can be negated to high degree of accuracy, respectively, with a change part can be alternatively emphasized without generating of a fake image.

[0018] after performing alignment among two or more energy subtraction processing images which correspond at a different photography stage, respectively according to the image processing system concerning invention of claim 3 -- difference -- by processing, even if there is a gap of the photographic subject location by photography stages differing, the image which emphasized only the aging part can obtain, without negating a part without aging exactly and generating a fake image.

[0019] Since alignment processing is performed using the non-line type image transformation which can respond also to the complicated distortion of an image according to the image processing system concerning invention of claim 4, alignment processing that precision is high is possible. Since data processing between images is performed using a soft-parts image according to the image processing system concerning invention of claim 5, change of abnormality shading with high clinical significance, such as tumor shadow, can be emphasized effectively.

[0020] Since according to the image processing system concerning invention of claim 6 a soft-parts image performs fine alignment after complicated soft tissue is eliminated and \*\* also performs rough alignment using a bony septum image with a clear profile, when performing data processing between images using a soft-parts image, the alignment processing using [ even if there is a comparatively big location gap, alignment is possible, and ] the soft-parts image can be made to perform simple and with high precision.

[0021] According to the image processing system concerning invention of claim 7, by the picture to picture operation between energy subtraction processing images, the processing image with which the change part was emphasized alternatively can be displayed, and a change part can be observed on a screen. According to the image processing system concerning invention of claim 8, the location and detail of a change part which were observed on the processing image by coincidence or making it switch and display in one side [ at least ] of the processing image with which the change part was emphasized alternatively, and an original image and an energy subtraction processing image can be easily checked on an original image or an energy subtraction processing image.

[0022]

[Example] The example of this invention is explained below. In drawing 1 R> 1 which shows the system configuration of one example of the image processing system concerning this invention, the image storage section 1 (storage means) stores two or more data of the radiation image of the body photoed as an object for a medical diagnosis, and consists of magneto-optic disks etc.

[0023] Said radiation image data irradiates the light from the light source of laser, a fluorescent lamp, etc. at the silver halide film which recorded the radiation image. what obtained the transmitted light of a silver halide film, carried out photo electric conversion of this transmitted light, and obtained it -- or The plate-like detector (imaging plate) which has a fluorescent substance is made to absorb the radiation which penetrated the photographic subject. After that this fluorescent substance for example, by exciting with light or heat energy The energy of radiation which the fluorescent substance is accumulating by the above-mentioned absorption is made to emit as fluorescence, photo electric conversion of this fluorescence may be carried out, and it may be acquired. Or using a dose child digital detector, the energy of radiation may be transformed into a direct electrical signal, and may be obtained, and after changing a radiation into the light with a fluorescent substance etc., you may obtain by leading this light to optoelectric transducers, such as CCD.

[0024] It is good to make it make various information between the images which were made to correspond to each radiation image data, for example, photoed the information about photography time, a photography part, photography conditions, image-processing conditions, the subject, etc., and the same part of the still more nearly same subject here, such as information on alignment processing, and a detection result of abnormality shading, memorize. In addition, the image data to which various data processing was performed as radiation image data memorized by said image storage section 1 in the image-processing section 5 mentioned later besides the original image data obtained by photography with radiation photography equipment 2 is contained.

[0025] The stored data of said image storage section 1 is displayed on the image display section 6 which consists of CRT so that the image data which was chosen as arbitration in inputting retrieval information, such as subject and photography time, with a console 4, was read by the image Management Department 3 at any time, and was read may make the interpretation of radiogram of a radiation image perform, after passing through the image processing in the image-processing section 5 if needed.

[0026] Therefore, the activity of discovering the purpose film which is performed in a radiation film when performing the interpretation of radiogram using X film illuminator, and hanging this on X film illuminator is not required, and an interpretation-of-radiogram activity with sufficient working efficiency is possible. In the system of this example, two image display units A and B (image display means) which have the image display section 6 are formed in each, and the image memory 7 and display and control section 8 other than the image display section 6 are prepared in each image display units A and B, respectively.

[0027] The image data read from said image storage section 1 is considered as the configuration to which it is controlled by the transfer control section 9, and image data is transmitted to image memory 7b from said image memory 7a, when image memory 7a of the image display unit A once memorizes and it displays an image using the image display unit B. That is, it makes it possible to display two different images at least on coincidence by having considered as the configuration equipped with two display units A and B, and you may be a configuration equipped with three or more display units.

[0028] Although the transfer control section 9 performs an image data transfer according to the directions of a display format performed through a console 4, after directions of said display format are sent also to display and control section 8a of the image display unit A, they are controlled by said transfer control section 9, and are directed also to display and control section 8b of another side. And in a display and control section 8, the image data outputted to the image display section 6 is processed that an image should be displayed according to the specified display format.

[0029] Gray scale conversion, such as expansion for making the display size which had the image specified suit, contraction processing, and windowing for fitting the gradation of an image to the

brightness property of a display, is also included in processing of said image data. In addition, said enlarging-or-contracting processing, gray scale conversion, etc. are good also as a configuration which is performed in the image-processing section 5, before transmitting an image to an image memory.

[0030] By the way, photography which realizes energy subtraction processing can be performed now with said radiography equipment 2 of this example. said energy-subtraction processing (energy subtraction processing) is the technique of imaging separately the matter with which radiation absorption coefficients, such as obtaining the soft-parts image which eliminated the bone using two kinds of images with which distribution of X lineal energy differs with the same photographic subject, and the bony-septum image which eliminated soft tissue conversely, differ, respectively (a radiation -- reference, such as iatrotechnique study series (6) "practical-use image processing of CR" March 31, 1993 corporation Japanese Society of Radiological Technology issue ). It becomes easy to discover the nodular shadow which laps with a rib and is hard to discover for example, on a thorax image by this energy subtraction processing by removing a rib.

[0031] the technique for obtaining two kinds of images by the X-ray with different energy distribution -- one shot -- law -- or there are two shots of law. Two shots of law are performed by said thing [ switching and carrying out exposure of the voltage of X-ray tube twice ]. While photoing a low energy image by 60kV first and then specifically replacing an imaging plate, it is 120kV about tube voltage. It switches and a high energy image is photoed.

[0032] On the other hand, the one aforementioned shot, on both sides of a filter (for example, copper plate), it piles up between two imaging plates, for example, law is 100kV. Exposure is carried out with the tube voltage of extent, and two imaging plates are read and imaged to according to, respectively. A soft-parts image (bony septum elimination image) and a bony septum image (soft-parts elimination image) are generable by performing load subtraction processing which is indicated by JP,58-163338,A to said high energy obtained by law or photography according to law two shots one shot, and a low energy image. However, since noise components other than useful information are contained in the processing image based on simple load subtraction processing so much on the diagnosis, in order to generate the energy subtraction processing image which is easier to diagnose, it is desirable to apply data processing between images which has the noise rejection function in which it is expressed in the principle Fig. shown in drawing 2.

[0033] First, the soft-parts (bony septum elimination) image B0 is generated by simple load subtraction from the high energy image Hr and the low energy image L. Next, the smoothing filter Fb1 which takes the average of a several pixels mask is covered to the bony septum image B0. Although the bony septum image S1 will be obtained here if said soft-parts image Fb1 (B0) by which data smoothing was carried out is subtracted from an original image, it is more advantageous to use the image A which carried out [ rather than ] averaging of the two original images using high energy or a low energy image as an original image from a viewpoint which reduces a noise as much as possible.

[0034] On the other hand, the soft-parts image B1 is generated by subtracting the image Fs1 (S1) which graduated said bony septum image S1 with the smoothing filter Fs1 from said averaging image A. In addition, it is good to use an edge preservation smoothing filter which cuts an inside high frequency component, without degrading an edge with said smoothing filter Fs1. Moreover, if said smoothing filter makes it deteriorate not only to a noise but to a signal, since a part of bone signal is overlapped on a soft-parts image as a fake image and a part of soft-parts signal is overlapped on a bony septum image as a fake image After repeating the processing which asks for a soft-parts image and a bony septum image by turns several times and removing a noise enough, changing the size of a mask etc., it is good also as a configuration which outputs a soft-parts image and a bony septum image (reference, such as JP,3-285475,A).

[0035] By the way, in the photography which obtains high energy and a low energy image, a geometric gap may arise in a photographic subject image between the high energy image H and the low energy image L. The cause of generating of said gap has the difference of the dilation ratio of the image of two sheets which one shot of location gaps of two imaging plates at the time of photography is one of law and those have two shots common to law, and is produced with the distance of an upper imaging plate

and a lower imaging plate as what has one shot peculiar to law. When it leaves this gap as it is and load subtraction is performed, a bony edge will remain in the soft-parts image of a subtraction result as a fake image, for example.

[0036] then, it is shown in the flow chart of drawing 3 -- as -- with [ of high energy and a low energy image (original image) ] weight -- difference -- before processing (load subtraction), it is good to be made to perform alignment processing which doubles a relative location gap of a photographic subject between high energy and a low energy image. For example, there is an approach using a ring-like metal marker as said alignment processing (reference, such as JP,58-163338,A). This approach detects the location of the marker on each imaging plate, is comparing this detection result, computes the amount of gaps between two imaging plates, and is said computed thing which shifts, performs rotation, a parallel displacement, and enlarging-or-contracting processing (coordinate transformation processing) at least about one side of an original image based on an amount, and performs subtraction processing after that. [0037] Moreover, in a low energy image and a high energy image, the parts (a profile, edge point, etc.) corresponding to mutual [ on a photographic subject ] are detected as an approach of performing alignment processing, without using said marker, respectively, and there is the approach of shifting by comparing this detection result and computing an amount (reference, such as JP,6-215108,A).

Specifically filtering processing is carried out about each original image, an edge point (for example, point that a clavicle and a rib cross) is searched for, and the predetermined field centering on each edge point is taken out from a low energy image. Subsequently, shifting this field on a high energy image, the point that the correlation value between two images becomes max is found, and let the amount of gaps at this time be the amount of gaps between 2 images in that edge point. And rotation of the whole image, parallel, and the amount of expansions are computed from the amount of gaps calculated for every edge point.

[0038] In addition, since there is [ a direction considered as said rotation, parallel, and the configuration using line type conversion which consists of combination of expansion ] little computational complexity and processing speed is quick, the coordinate transformation in the alignment processing between high energy and a low energy image is desirable. According to the above-mentioned energy subtraction processing image, it becomes easy to find the neoplasm which lapped with the rib based on the soft-parts image which eliminated the bony septum, for example. however, since lesion shading may be overlooked since the distinction with vascular shadow and a neoplasm is difficult and there is no information about aging of lesion shading, even if it is a soft-parts image, even if it has recognized lesion shading, it will be shading generated newly -- a chronic disease -- strange one cannot be distinguished and speed of advance of a lesion cannot be judged, either.

[0039] So, in this example, the image which emphasized alternatively (the data-processing means between images) and the aging part in the same photographic subject by performing data processing between images (for example, difference processing) between the energy subtraction processing images in connection with the same photographic subject generated corresponding to each photography stage as a result of having performed photography which obtains an original radiation image two or more times at a different stage (for example, a different fiscal year) has been obtained. Data processing between images between the energy subtraction processing images in connection with the same photographic subject hereafter generated corresponding to a different photography stage is called time series processing.

[0040] For example, if a neoplasm, inflammation, etc. can emphasize a change of a lesion with the rate of the absorption of radiation near the soft tissue of the body with time if time series processing by soft-parts images is performed (refer to drawing 4 ), and time series processing by bony septum images is performed, aging of structure with the rate of the absorption of radiation near the bone of the body, such as fracture, occification of a cartilage, and mineralization, can be emphasized. Therefore, according to said time series processing image, the newly generated lesion and the lesion from which condition of disease changed can be overlooked, it can discover easily [ there is nothing and ], and accuracy and diagnostic effectiveness can be improved.

[0041] In addition, although time series processing may be any of soft-parts images or bony septum

images, the direction of soft-parts images has a high clinical significance, and is useful as diagnostic information. The flow of the time series processing between said energy subtraction processing images is shown in the flow chart of drawing 5.

[0042] In the flow chart of drawing 5, alignment processing which carries out alignment of the common photographic subject part first between [ 1 and 2 (bony septum images or soft-parts images) ] two energy subtraction processing images corresponding to a different photography stage is performed (alignment processing means). That is, before performing data processing between images (difference processing), the processing which doubles a relative location gap of a photographic subject between energy subtraction processing images is made to perform between two energy subtraction processing images based on the original image photoed at a mutually different stage, since it originates in positioning at the time of photography, the difference in the direction of radiation incidence, etc. and a location gap of a photographic subject arises.

[0043] In addition, since it may be the result from which concentration and gradation differ, the concentration and gradation amendment processing in which the concentration and gradation of the whole image are doubled with standard concentration and gradation property may be made to perform as pretreatment of alignment processing between energy subtraction processing images by dispersion in the X-ray light exposure at the time of photography etc. It is good to make the processing which doubles the variance of the image data in the pulmonary area field which is an area of interest, and doubles the difference of maximum and the minimum value specifically perform in a thorax radiation image. Moreover, you may make it make the concentration and gradation amendment processing which is indicated by the U.S. Pat. No. 5224177 number perform.

[0044] the difference as data processing between images which takes the difference of image data between the pixels to which two energy subtraction processing images correspond after alignment processing is completed -- the processing image (time series processing image) which emphasized alternatively the aging part between two energy subtraction processing images is obtained by performing processing (time series processing) (difference processing means). As after treatment of data processing between said images (difference processing), gradation processing of windowing etc., trimming processing which deletes a part unnecessary for a diagnosis may be performed. Moreover, it may pass with energy subtraction processing, time difference part processing may be compounded, and you may carry out by one step of processings.

[0045] Here, the alignment processing between energy subtraction processing images is described. Since generating of a location gap more complicated than the location gap between the original images in the energy subtraction processing mentioned above is predicted in the alignment processing between said energy subtraction processing images, it is desirable by making an image distorted to use non-line type conversion which precision can improve a complicated location gap of the body alignment.

[0046] Furthermore, it is desirable to consider alignment processing as the configuration made to perform in two steps of rough alignment processing and energy alignment, and to perform said rough alignment processing based on an anatomy. If rough alignment is performed further beforehand, since the amount of location gaps is small enough, in energy alignment processing of a next step story, highly precise alignment processing is possible [ the processing which doubles this roughly is possible and ] for it, even if there is a comparatively big location gap, if it is the configuration of contrasting the location of an anatomy and performing alignment comparatively simple.

[0047] For example, in a thorax radiation image, it is desirable that the formation of a form status change with time makes comparatively few lungs and spines extract as an anatomy, and it is good to make it make a pulmonary area profile and a mediastinum extract in a spine line, the thorax, and a soft-parts image especially in a bony septum image. The profile extract of the pulmonary area section in a thorax radiation image can be performed using the approach indicated by JP,63-240832,A. The point used as the specific pattern which observed only about one line or train of image data, and the relation with the data of order specifically defined beforehand in the 1-dimensional image data stream It considers as the profile point in the line or train, the line which connected those points in quest of said profile point about the line or train of the required range is made into the profile of a pulmonary area,

and the point which serves as the minimum as said specific pattern, the point that an inclination serves as max, the point that an inclination serves as min, etc. are used.

[0048] Moreover, as an approach of extracting the rectangle field which includes a pulmonary area in a thorax radiation image, there is an approach which is indicated by JP,3-218578,A, for example.

Specifically, a projection value (accumulation value of the one direction of image data) is calculated about the lengthwise direction of an image. And the point that said projection value turns into the minimum value is made into the median line, a projection value is compared with a predetermined threshold, moving towards an outside from this median line, and the point of each right and left that the projection value turned into below the threshold to the beginning is determined as the left end and right end of a pulmonary area. A projection value is similarly calculated about the longitudinal direction of an image, and the upper limit and lower limit of a pulmonary area are determined.

[0049] Moreover, there are some which are indicated by JP,2-250180,A as an approach of extracting a pulmonary area profile and a rib location in a thorax radiation image. This thing extracts a pulmonary area profile and a rib location based on profile information in every direction, and has composition which eliminates the effect of [ for a background ] by polynomial approximation especially in the extract of a rib.

[0050] On the other hand, there is an approach indicated by JP,4-341246,A as an approach of extracting bony septums, such as lumbar vertebrae, an ilium, and a pelvis, as an anatomy in an abdominal radiation image. For example, in order to extract an iliac region in an abdomen radiation image, the profile which shows the signal change in the longitudinal direction of an image is created, the segment of two upper and lower sides surrounding an iliac region is searched for based on the number and the location of the part which takes the minimal value in this profile, and an iliac region field is extracted. Moreover, it is possible to classify into bony septum fields, such as lumbar vertebrae, an ilium, and a pelvis, and the other field, and to extract a bony septum field by calculating the boundary signal value of a bony septum and parts other than a bone from a histogram etc., and performing binary-ization of a picture signal by making this boundary signal into a threshold.

[0051] In addition, it is clear that not the thing limited to the extract approach of an anatomy shown above but the well-known various extract approaches can be used. In two or more images of each which contain a common photographic subject part as mentioned above, an extract of a common anatomy determines the formula which carries out coordinate transformation of at least one image, or expresses the coordinate transformation in this rough alignment, a multiplier, etc. so that the location of the anatomy of two or more images may be roughly doubled based on this extract result. That is, one image in two or more images is set up as a criteria image, and rough alignment is performed so that the location of the same anatomy of other images may be in agreement with the location of the anatomies (for example, lungs, a spine, etc.) in this criteria image.

[0052] Since computational complexity is [ it ] rare to use rotation, zooming, and line type conversion that consists of combination of a parallel displacement and processing speed is quick, the coordinate transformation in said rough alignment is desirable. For example, when a spine and a pulmonary area profile are extracted, at least one of the angle of rotation of one image, the rate of zooming, and the amounts of parallel displacements is determined so that the line which shows this spine and a pulmonary area profile may lap. Moreover, when a rectangle field including a pulmonary area is extracted, at least one of the angle of rotation of one image, the rate of zooming, and the amounts of parallel displacements is determined so that the rectangular surface and the rectangular right-and-left side may lap.

[0053] moreover, the image data of the field surrounded with the border line of an anatomy -- using -- SSDA -- it is good also as a configuration which determines at least one of an angle of rotation, the rate of zooming, and the amounts of parallel displacements using law (Sequential Similarity Detection Algorithm), a cross-correlation method, a fourier strange conversion phase correlation technique, etc. It is desirable to use the contraction image which thinned out the number of pixels of an image or was decreased by equalization processing in said rough alignment processing here, when raising processing speed.

[0054] In energy alignment processing, it is based on the image data which performed rough alignment

processing, or the alignment information in rough alignment processing, and the formula which performs coordinate transformation about at least one image, or expresses coordinate transformation, a multiplier, etc. are determined so that the structure of the common photographic subject part between images may be doubled relative more minutely. Here, in said coordinate transformation, it is desirable to use non-line type conversion. That is, since it is possible to make an image distorted in non-line type conversion, it is possible for precision to improve a complicated location gap of the body alignment.

[0055] In the decision of the multiplier in non-line type conversion, it is good to set by synthesizing two or more movement magnitude calculated using the technique of local matching in two or more points, respectively. The subregion where said local matching is smaller than the magnitude of an image is chosen, and the movement magnitude corresponding to the central point of this field is calculated based on the description in this subregion.

[0056] For example, in a thorax radiation image, the profile of a pulmonary area field is extracted and many points are arranged in matrix over the whole pulmonary area field of an image about two or more images of each. Subsequently, the subregion of fixed magnitude is set up focusing on each point. At this time, the magnitude of the subregion in the image which performs coordinate transformation is greatly set up compared with the magnitude of the subregion of a criteria image (image which does not perform coordinate transformation), and a template and the subregion of the larger one are called search space for the subregion of the smaller one.

[0057] And the best similar subfield B is searched with Template A in it, moving little by little in the subfield of Template A and isomorphism included in search space using the pair of the template and search space in the location which corresponds about in a pulmonary area. Retrieval of the subfield B calculates the movement magnitude to the main coordinate of Template A based on a main coordinate. as a means to evaluate how many [ a template and ] some subfields are similar here (similarity) -- SSDA -- law, a cross-correlation method, a fourier strange conversion phase correlation technique, etc. can be used.

[0058] x components and y component of movement magnitude which were determined about two or more templates, or [ namely, / changing one image based on this transformation by determining the coordinate transformation equation expressed with the two-dimensional polynomial of degree n which makes x and y a variable based on distribution of  $\Delta x$  and  $\Delta y$  ] -- or the information on said coordinate transformation equation or a multiplier -- energy alignment information -- carrying out -- data processing between images -- giving -- difference -- the time of performing picture to picture operations, such as processing, -- said energy alignment information -- being based -- a correspondence pixel -- determining -- difference -- it is made to process

[0059] By the way, when performing time series processing of a soft-parts image, after not performing the whole page story of alignment processing using a soft-parts image, performing rough alignment processing using an original image, making energy alignment processing perform and performing rough alignment processing using a bony septum image using a soft-parts image, energy alignment processing may be made to perform in said alignment processing using a soft-parts image. since a bone has a clear profile with simple structure in a bony septum image especially while complicated soft tissue is eliminated -- between soft-parts images -- difference -- being considering as the configuration which performs rough alignment using a bony septum image, even if it is the case where it processes, and making rough alignment perform with a simple and sufficient precision -- possible -- with, difference -- generating of the fake image in a processing image can be prevented.

[0060] Moreover, rough alignment processing may use the alignment information between the original images in said energy subtraction processing, and you may make it the alignment processing in energy subtraction processing serve as the rough alignment between energy subtraction processing images. above -- carrying out -- between energy subtraction processing images -- between images -- difference -- if the processing image (time series processing image) which emphasized alternatively the aging part between energy subtraction processing images is obtained, this will be displayed on said image display units A and B, and it will enable it to observe the detail of an aging part easily on an image by processing (difference processing)

[0061] the difference between said energy subtraction processing images -- since the comparison interpretation of radiogram removes a part of normal structure of the body acting as a failure by energy subtraction processing and an aging part is further emphasized alternatively by data processing between images, the processing image obtained by processing can prevent an oversight of the newly generated lesion and the lesion from which condition of disease changed. Moreover, reliability in case there is no aging is raised, and pseudopositivity can be reduced. Furthermore, since bone shading and vascular shadow are reduced by the respectively different image processing, even when the physical relationship of a bone and a blood vessel changes with differences in the direction of radiation incidence at the time of photography, both structures are negated and a fake image is not generated.

[0062] You may be the configuration of making data processing between the this generated energy subtraction processing images performing here after being the configuration of making said image storage section 1 memorizing an energy subtraction processing image, reading this stored data, and making data processing between energy subtraction processing images performing, and making the storage section 1 memorizing an original image and generating an energy subtraction processing image based on this original image.

[0063] the difference between said energy subtraction processing images -- when the processing image (time series processing image) obtained by processing is displayed for discovery of the part which the aging part has produced and an aging part is discovered, it is necessary on an original image or an energy subtraction processing image to carry out the interpretation of radiogram of said aging part to a detail. For this reason, the aging part observed in the time series processing image as it is the configuration in which only a time series processing image is displayed on said image display units A and B cannot be immediately checked on an original image or an energy subtraction processing image, but accuracy and diagnostic effectiveness are bad.

[0064] Then, it enabled it to check immediately the aging part which made easy contrast with a time series processing image, an original image, or an energy subtraction processing image, with was observed in the time series processing image as a configuration which displays said time series processing image and original image, or an energy subtraction processing image on the same display screen or a different display screen at coincidence on an original image or an energy subtraction processing image in this example.

[0065] As shown in drawing 6 , specifically to image display section 6a of the image display unit A While displaying the energy subtraction processing image corresponding to the time of the newest photography on the display screen, to image display section 6b of the unit B of another side put in order and arranged in said image display section 6a The time series processing image obtained by processing is displayed on the display screen. the difference between the energy subtraction processing image corresponding to the time of the newest photography, and the energy subtraction processing image corresponding to the time of the last photography -- Coincidence is made to display an energy subtraction processing image and a time series processing image on the different display screen, and it enables it to compare. Thereby, shortly after an aging part is observed based on a time series processing image, the part can be checked on the energy subtraction processing image currently displayed next.

[0066] In addition, it replaces with said newest energy subtraction processing image, and is good also as a configuration on which the high energy image or low energy image corresponding to the time of the newest photography is displayed. The resolution of image display section 6a on which an original image or an energy subtraction processing image is displayed here In the several about pixel of an original image, or although it is desirable to display an image without degradation as more than it, since it is what is displayed in order to know the existence of an aging part, and its location roughly about a time series processing image, High resolution which is required of the display screen on which an original image is displayed is not required.

[0067] then, the resolution of image display section 6a beforehand set up as that on which an original image or an energy subtraction processing image is displayed -- the several about pixel of an original image -- or, although carried out to more than it About image display section 6b beforehand set up as that on which a time series processing image is displayed, what has a small screen size may be used

from image display section 6a rather than the thing which has low resolution, or image display section 6a.

[0068] If image display section 6a has high resolution, while the minute display of an image will be attained, even if it displays two or more contraction images on the same screen side by side, loss of image quality is small. Moreover, an aging part can be detected by displaying a time series processing image on the display screen of a low resolution comparatively, without being influenced by shading of the fine normal structure. Furthermore, cost reduction can be planned by not requiring superfluous resolution unnecessary for image display section 6b.

[0069] It is desirable from the point of the gradation expression engine performance to use CRT as image display section 6a, and, specifically, it is more more desirable still to use CRT more than the 1000 scanning-lines system known as medical-application highly minute CRT. As image display section 6b, it is desirable to use CRT, a plasma display, a liquid crystal display, etc. By the way, as a gestalt of a display, you may be the configuration on which coincidence is made to display an original image or an energy subtraction processing image, and a time series processing image on the same display screen of one image display section 6a.

[0070] When making coincidence display on the same display screen, two images may be reduced to the same size, the upper and lower sides or right and left may be made to arrange and display on the same display screen, or reduction percentage of a time series processing image may be enlarged relative more to an original image or an energy subtraction processing image, and the upper and lower sides or right and left may be made to arrange and display on the same display screen of image display section 6a.

[0071] The interpretation of radiogram of shading fine about a time series processing image is not required, since the display with high resolution may be the hindrance of detection of an aging part on the contrary, unnecessary fine shading is crushed by it being satisfactory even if it carries out a reduced display with above more big reduction percentage, and enlarging reduction percentage in observation of an aging part, and detection of an aging part becomes easy.

[0072] Although considered as the configuration which makes easy detection of aging by the comparison interpretation of radiogram of these images, with raises diagnostic effectiveness and accuracy by displaying a time series processing image, an original image, or an energy subtraction processing image on the same display screen or the different display screen at coincidence in the above-mentioned example For example, it may be more convenient to the interpretation of radiogram for the image of the same photographic subject to compare to switch and display two or more three or more images on the same location on the same screen in a certain case.

[0073] Therefore, it is desirable to have the mode which switches and displays two or more images of the same photographic subject other than the mode displayed on coincidence as mentioned above on the same location on the same screen about two or more images of the same photographic subject. In said switch display mode, a sequential switch indication of two or more images (for example, a time series processing image, the newest energy subtraction processing image, the past energy subtraction processing image) is given in the same location of one image display section 6a.

[0074] Although it may be fixed time amount set up beforehand, spacing of said switch can also be considered as the configuration a medical practitioner etc. instructs switch timing to be through a console 4 each time, and even if it is the case where it is made to switch by fixed time amount, it is still better [ spacing / it is desirable to enable it to change switching time into arbitration and ] to enable it to suspend an image switch to arbitration.

[0075] By the way, in order to display two or more images on coincidence as mentioned above, to compare these images and to observe the location where an aging part is exact, the range, or extent of change It is difficult to choose the small field corresponding to mutual from two or more displayed images based on experience and knowledge, to have to compare those small fields by turns, to have to judge them, and to demonstrate high accuracy and diagnostic effectiveness stably.

[0076] Then, it is desirable to consider as the configuration which can perform a display as shown below. Namely, it can be made to carry out by actuation of console 4 grade coordinate assignment of the field of the arbitration in the image on the display screen. For example, if the area of interest on one

image is set up as a criteria field when coincidence is made to display two images on each displays 6a and 6b. The field corresponding to the same photographic subject part as said set-up area of interest is automatically set up as a reference field on the image of another side, and the graphic display of the shape of a window frame which shows said criteria field and reference field is displayed on the image on the display screen in piles (refer to drawing 7 ). In addition, in drawing 7 , although the case where a criteria field was specified as the display 6a side was shown, you may be the configuration that a criteria field is specified as the display 6b side.

[0077] You may make it specify a setup of said criteria field using pointing devices, such as a mouse prepared in the console 4, and it may carry out a coordinate input using the keyboard formed in the console 4. Moreover, the touch panel is prepared in each display and you may make it the configuration which can be specified by touching the point of the arbitration on a display image directly.

[0078] By specifying the field (criteria field) on an energy subtraction processing image (criteria image), when there is an area of interest which wants to observe aging according to this configuration. Since the corresponding field on a time series processing image (reference image) is surrounded and displayed by the window frame as a reference field. The aging part which could observe easily whether aging would be in an area of interest that what is necessary is to observe only the image in each window frame, and was observed is observable in a detail on an energy processing image or an original image.

[0079] Moreover, by specifying the field which contains conversely the aging part observed on the time series processing image, since the field where it corresponds on an original image or an energy subtraction processing image is set automatically as a reference field, it can perform easily observing in a detail the aging part observed on the time series processing image on an original image or an energy subtraction processing image.

[0080] Furthermore, when the newest energy subtraction processing image and the past energy subtraction processing image are displayed on coincidence, by specifying a criteria field by one image, contrast observation of the same field can be performed easily and the situation of aging can be observed easily. Although a criteria field may make the arbitration by the console 4 set up as mentioned above here for example, in displaying the time series processing image, original image, or energy subtraction processing image with which an aging part will be emphasized. Detect the part of aging from said time series processing image, and while making the field containing this detection section set automatically as a criteria field, the reference field corresponding to said criteria field is set up on an original image or an energy subtraction processing image. It is good also as a configuration on which the graphic form which can identify these criteria field and a reference field is displayed in piles on each image.

[0081] Furthermore, it is good also as a configuration to which make the field detected as the abnormality shading section by automatic detection or the diagnosis by the medical practitioner in the past memorize, and initial setting of a criteria field is made to carry out based on this stored data. As a means of said automatic detection, there is an approach shown, for example in JP,3-133430,A.

Moreover, when a criteria field and a reference field are set up, since contrast between images will be chiefly performed about the image in said field, it is good to enable it to carry out the enlarged display only of the field set up on the display screen at least about one side of a criteria field and a reference field (refer to drawing 7 ). If the enlarged display of the field which should be observed as mentioned above is carried out, more detailed observation of aging will be attained.

[0082] Moreover, while enabling it to scroll the image of the graphic form (window frame display) in which a criteria field is shown, or the criteria field by which the enlarged display was carried out vertically and horizontally by actuation of a console 4 to the display screen, it is desirable to consider as the configuration which scrolls the image of the graphic form in which a reference field is shown, or the reference field by which the enlarged display was carried out synchronizing with scrolling of a criteria field corresponding to the amount of scrolling of this criteria field and a direction.

[0083] In this case, detailed observation of the field where aging was observed on the criteria image, or not only an area of interest but a boundary region can be easily performed now. Moreover, since scrolling of a reference field is also performed synchronizing with scrolling with this criteria image, contrast observation of a boundary region can be performed easily. by the way, the difference between

two energy subtraction processing images corresponding to a different photography stage as mentioned above -- by the time series processing image obtained by processing. Although a with-time change part is emphasized and detection of an aging part is easy, since the interpretation of radiogram becomes difficult about the structure which has not produced aging, even if an aging part is detected by observation of a time series processing image. It is difficult to recognize the exact location in the normal structure, and a field from the same time series processing image.

[0084] Then, processing which adds an original image (a low energy image or high energy image) to said time series processing image is performed, and physical relationship for the structured division which is not changing the change part with time in an image is clarified, and you may enable it to show an interpretation-of-radiogram person by displaying the addition image generated by this processing. namely, difference -- displaying the changeless normal structure, if an original image is added to a processing image (time series processing image), it becomes possible to obtain the image which emphasized the aging part alternatively, and an aging part can be recognized against the background of the normal structure without aging.

[0085] The example of said addition processing is shown in drawing 8. the original image with which this image processing was performed after reducing contrast because the example shown in drawing 8 R> 8 carries out gradation processing of the original image using a gradation translation table -- difference -- it adds to a processing image and this addition image is displayed. reducing the contrast of an original image -- difference -- the aging part emphasized by the processing image It is buried in fine shading for the structured division which does not have aging in an addition image, and prevents that it is hard coming to carry out detection of an aging part. By this difference -- the aging part emphasized by the processing image can be displayed in piles on the image of the structure without aging with a legible form. And it becomes possible to detect an aging part easily, after clarifying physical relationship with the structure which has not carried out aging by observation of said addition image.

[0086] As an image processing for preventing that it is buried in fine shading for the structured division which does not have aging in an addition image, and is hard coming to carry out detection of an aging part, you may be un-sharp-ized processing besides said gradation processing, RF extract processing, etc. moreover, the graphic form in which the graphic form which carries out the line drawing expression of this profile is generated, and said profile is shown while performing processing which extracts the profiles (a pulmonary area profile, a rib profile, spine line, etc.) of the structure from an original image, as shown in drawing 9 -- difference -- a processing image is added and you may make it the image with which the aging part was emphasized on the profile of the structure pile up

[0087] In addition, it is good also as a configuration which makes the graphic form which smears away a pulmonary area field and a heart field based on the extract result of a profile, and is expressed by the pattern generate instead of carrying out the line drawing expression of the profile. A processing image is made binary. moreover -- the example shown in drawing 10 -- difference -- the comparison with the image data of each pixel of a processing image (time series processing image), and a predetermined threshold -- difference -- It asks for the field where two or more pixels beyond the threshold corresponding to an aging part continue, and by using the labeling processing which discriminates from each field, the field (island) which has the magnitude more than predetermined in this field is extracted, the this extracted field is smeared away and a pattern expresses. And said image which smears away an aging part and is expressed by the pattern is added to an original image, and this addition image is displayed.

[0088] You may make it display in piles the specific graphic form (for example, x mark) in which an aging part is shown on the part to which it corresponds on an original image here instead of smearing away an aging part and a pattern expressing. moreover, said addition processing -- setting -- difference -- it is good also as a configuration which gives a coloring indication of either [ at least ] a processing image (time series processing image) or an original image using a color actuation means. furthermore, difference -- you may make it change a hue to the pixel value of a processing image (time series processing image)

[0089]

[Effect of the Invention] According to the image processing system applied to claim 1 or invention of 2 as explained above For example, while reducing bone shading by energy subtraction processing, it is possible to reduce vascular shadow by data processing between energy subtraction processing images. Even if the physical relationship of a bone and a blood vessel is the case where it changes with differences in the direction of incidence of the radiation at the time of photography etc. It is effective in the ability to carry out the interpretation of radiogram of the part which was changeable with lesion shadings, such as a neoplasm, easily, without being able to negate bone shading and vascular shadow to high degree of accuracy, respectively, with being able to emphasize a change part alternatively without generating of a fake image, and being influenced by a bone and the blood vessel.

[0090] after performing alignment among two or more energy-subtraction processing images which correspond at a different photography stage, respectively according to the image processing system concerning invention of claim 3 -- difference -- it is effective in the ability to be able to obtain the image which emphasized only an aging part, without negating a part without aging exactly and generating a fake image by processing, even if there is a gap of the photographic subject location by photography stages differing etc.

[0091] Since alignment processing is performed using the non-line type image transformation which can respond also to the complicated distortion of an image according to the image processing system concerning invention of claim 4, corresponding to a complicated location gap of the photographic subject generated because photography stages differ, it is effective in alignment processing that precision is high being possible. Since data processing between images is performed using a soft-parts image according to the image processing system concerning invention of claim 5, it is effective in the ability to emphasize effectively change of abnormality shading with high clinical significance, such as tumor shadow.

[0092] Since according to the image processing system concerning invention of claim 6 a soft-parts image performs fine alignment after complicated soft tissue is eliminated and \*\* also performs rough alignment using a bony septum image with a clear profile, when performing data processing between images about a soft-parts image, even if there is a comparatively big location gap, alignment is possible, and \*\* also has the effectiveness of the ability to make the alignment processing using a soft-parts image perform simple and with high precision.

[0093] According to the image processing system concerning invention of claim 7, it is effective in an aging part being observable on a screen by displaying the processing image as which the change part was alternatively emphasized by the picture to picture operation between energy subtraction processing images. According to the image processing system concerning invention of claim 8, it is effective in the ability to check easily the location and detail of a change part which were observed on the processing image by coincidence or making it switch and display in one side [ at least ] of the processing image with which the change part was emphasized alternatively, and an original image and an energy subtraction processing image on an original image or an energy subtraction processing image.

---

[Translation done.]

影などの経時変化部分は、人体の複雑な正常構造と重なりあって現れることが多いので、前記経時変化部分の認識が難しく、見落としが生じる場合があった。

【0007】また、上記のようなフィルム画像の比較読影では、経時変化部分が検出された場合でも、その正確な位置や範囲又は変化の程度を認識するには、複数のフィルムの互いに対応する領域を観察と知識に基づいて選択し、それらの領域をかわるがわる見比べて判断しなければならないので、診断効率が悪いという問題があった。

【0008】更に、フィルム画像の比較読影では、目的のフィルムをフィルム保管庫等から選び出して読影室に運びシャウカスティンに掛ける作業がその都度必要で、作業効率が悪いという問題もあった。一方、エネルギー差分処理を行った場合でも、病変陰影と正常構造とを完全に分離することはできないため、やはり病変陰影を見落とす可能性があった。例えば肋骨と重なった腫瘍は、骨部を除去して軟部を主として表す軟部画像で見つけやすくなるが、軟部画像であっても血管や気管支の陰影と腫瘍との区別は難しいため、病変陰影を見落とす可能性があった。

【0009】また、エネルギー差分処理画像には、病変陰影の経時変化に関する情報がないため、たとえ病変陰影が認識できたとしても、それが新しく発生した陰影なのか、慢性病変なのかを判別できず、また、病変の進行の速さを判断することもできないという問題があった。本発明は上記問題点に鑑みなされたものであり、新たに発生した病変陰影などの経時変化部分を効果的に強調した処理画像を生成できる画像処理装置を提供することにより、診断精度及び診断効率を向上させることを目的とする。

#### 【0010】

【課題を解決するための手段】そのため請求項1の発明にかかる画像処理装置は、同一被写体を透過しかつ相互に異なるエネルギー分布をもつ少なくとも2種類の放射線により形成された複数のオリジナル放射線画像間での差分処理によってエネルギー差分処理画像を生成するエネルギー差分処理手段と、このエネルギー差分処理手段で生成された同一被写体に関わる複数のエネルギー差分処理画像間で画像間演算処理を行って処理画像を生成する画像間演算処理手段と、を有して構成される。

【0011】また、請求項2の発明にかかる画像処理装置は、同一被写体を透過しかつ相互に異なるエネルギー分布をもつ少なくとも2種類の放射線により形成された複数のオリジナル放射線画像間での差分処理によって生成されたエネルギー差分処理画像を複数記憶する記憶手段と、この記憶手段に記憶された同一被写体に関わる複数の前記エネルギー差分処理画像間で画像間演算処理を行って処理画像を生成する画像間演算処理手段と、を有して構成される。

【0012】請求項3の発明にかかる画像処理装置では、前記同一被写体に関わる複数のエネルギー差分処理画像が、前記オリジナル放射線画像を得る撮影を異なる時期に複数回行った結果として各撮影時期に対応して生成された画像であり、前記画像間演算処理手段が、前記複数のエネルギー差分処理画像間で共通の被写体部分の位置合わせ処理を行う位置合わせ処理手段と、この位置合わせ処理手段で位置合わせ処理が行われた複数のエネルギー差分処理画像間で画像間差分処理を行う差分処理手段と、を含んで構成されるものとした。

【0013】請求項4の発明にかかる画像処理装置では、前記位置合わせ処理手段における位置合わせ処理が、前記複数のエネルギー差分処理画像のうちの少なくとも1画像の非線型変換を含む構成とした。請求項5の発明にかかる画像処理装置では、前記被写体が軟部組織及び骨部を含み、前記画像間演算処理手段における前記エネルギー差分処理画像として、前記被写体中の骨部を除去した軟部組織を主体として表す軟部画像を用いる構成とした。

【0014】請求項6の発明にかかる画像処理装置では、前記被写体が軟部組織及び骨部を含み、前記エネルギー差分処理画像として、前記被写体の軟部組織を主体として表す軟部画像と、前記被写体中の骨部を主体として表す骨部画像との2種類の画像が生成され、前記位置合わせ処理手段が、前記骨部画像を用いて大まかな位置合わせ処理を行った後、前記軟部画像を用いて細かな位置合わせを行い、前記画像間演算処理手段における前記エネルギー差分処理画像として、前記位置合わせ処理が行われた軟部画像を用いる構成とした。

【0015】請求項7の発明にかかる画像処理装置では、前記画像間演算処理手段において生成された処理画像を少なくとも表示する画像表示手段を有する構成とした。請求項8の発明にかかる画像処理装置では、前記画像表示手段が、前記画像間演算処理手段において生成された処理画像と、前記オリジナル画像とエネルギー差分処理画像との少なくとも一方とを同時又は切り換えて表示する構成とした。

【0016】  
【作用】請求項1又は2の発明にかかる画像処理装置によると、病変陰影の発見に障害となる人体の正常構造の一部を、エネルギー差分処理によって除去した上で、更に、画像間演算処理によってエネルギー差分処理画像間での変化部分を選択的に強調することが可能となる。

【0017】具体的には、例えば、エネルギー差分処理によって骨陰影を低減する一方、血管陰影をエネルギー差分処理画像間での演算処理で低減することが可能である。骨と血管との位置関係が、撮影時の放射線の入射方向の差異等によって異なる場合であっても、骨陰影及び血管陰影をそれぞれ高精度に打ち消すことが

でき、以て、偽画像の発生なく変化部分を選択的に強調

できるので、骨や血管に影響されることなく、腫瘍などの病変陰影で変化のあった部分を容易に読影できる。

【0018】請求項3の発明にかかる画像処理装置によると、異なる撮影時期にそれぞれ対応する複数のエネルギー差分処理画像間で、位置合わせを行った後に差分処理を行うことで、撮影時期が異なることによる被写体位置のずれがあっても、経時変化のない部分を的確に打ち消して、偽画像を発生させることなく経時変化部分のみを強調した画像を得ることができる。

【0019】請求項4の発明にかかる画像処理装置によると、画像の複雑な歪みにも対応できる非線型画像変換を用いて位置合わせ処理を行うので、精度の高い位置合わせ処理が可能である。請求項5の発明にかかる画像処理装置によると、軟部画像を用いて画像間演算処理を行うので、腫瘍陰影などの臨床の重要度の高い異常陰影の変化を効果的に強調することができる。

【0020】請求項6の発明にかかる画像処理装置によると、軟部画像を用いて画像間演算処理を行うときに、複雑な軟部組織が消去され然も輪郭が明確な骨部画像を用いて大まかな位置合わせを行ってから、軟部画像で細かな位置合わせを行うので、比較的大きな位置ずれがあっても位置合わせが可能で、かつ、軟部画像を用いた位置合わせ処理を簡便かつ高精度に行わせることができる。

【0021】請求項7の発明にかかる画像処理装置によると、エネルギー差分処理画像間における画像間演算によって変化部分が選択的に強調された処理画像を表示させることができ、画面上で変化部分を観察できる。請求項8の発明にかかる画像処理装置によると、変化部分が選択的に強調された処理画像と、オリジナル画像とエネルギー差分処理画像との少なくとも一方とを同時又は切換えて表示させることで、処理画像上で観察された変化部分の位置や詳細をオリジナル画像又はエネルギー差分処理画像上で容易に確認できる。

#### 【0022】

【実施例】以下に本発明の実施例を説明する。本発明にかかる画像処理装置の一実施例のシステム構成を示す図1において、画像記憶部1(記憶手段)は、医療診断用として撮影された人体の放射線画像のデータを複数格納するものであり、光磁気ディスク等から構成される。

【0023】前記放射線画像データは、放射線画像を記録した銀塩フィルムに、レーザ・蛍光灯などの光源からの光を照射して、銀塩フィルムの透過光を得て、かかる透過光を光電変換して得たもの、或いは、被写体を透過した放射線を蛍光体を有する平板状検出器(イメージングプレート)に吸収せしめ、その後、この蛍光体を例えれば光又は熱エネルギーで励起することにより、蛍光体が上記吸収により蓄積している放射線エネルギーを蛍光として放射せしめ、この蛍光を光電変換して得たものであっても良い。或いは、放射線量子計数型検出器を用い

て、放射線エネルギーを直接電気信号に変換して得たものであっても良いし、蛍光体などにより放射線を可視光に変換した後に、該可視光をCCD等の光電変換素子に導くことにより得たものであっても良い。

【0024】ここで、それぞれの放射線画像データに対応させて、例えば撮影日時、撮影部位、撮影条件、画像処理条件、被検者等についての情報、更に、同じ被検者の同じ部位を撮影した画像間における位置合わせ処理の情報や異常陰影の検出結果などの各種情報を記憶するようにすると良い。尚、前記画像記憶部1に記憶される放射線画像データとしては、放射線撮影装置2での撮影で得られたオリジナル画像データの他、後述する画像処理部5で各種演算処理が施された画像データが含まれる。

【0025】前記画像記憶部1の記憶データは、操作卓4によって被検者や撮影日時などの検索情報を入力することで任意に選択され、画像管理部3によって随時読み出されるようになっており、読み出された画像データは、必要に応じて画像処理部5における画像処理を経た後、放射線画像の読影を行わせるべく、CRTからなる画像表示部6に表示される。

【0026】従って、放射線フィルムをシャウカステンを用いて読影を行う場合に行われるような、目的フィルムを探し出し、これをシャウカステンに掛けるといった作業が必要でなく、作業効率の良い読影作業が可能である。本実施例のシステムでは、それぞれに画像表示部6を有する2つの画像表示ユニットA、B(画像表示手段)が設けられており、各画像表示ユニットA、Bには、それぞれ画像表示部6の他に、画像メモリ7、表示制御部8が設けられている。

【0027】前記画像記憶部1から読み出された画像データは、一旦画像表示ユニットAの画像メモリ7aに記憶され、画像表示ユニットBをも用いて画像を表示させる場合には、転送制御部9によって制御されて前記画像メモリ7aから画像メモリ7bに画像データが転送される構成としてある。即ち、2つの表示ユニットA、Bを備える構成としたことで、少なくとも異なる2画像を同時に表示することを可能としており、表示ユニットを3つ以上備える構成であっても良い。

【0028】転送制御部9は、操作卓4を介して行われる表示フォーマットの指示に従って画像データの転送を行うが、前記表示フォーマットの指示は、画像表示ユニットAの表示制御部8aにも送られた後、前記転送制御部9によって制御されて他方の表示制御部8bにも指示されるようになっている。そして、表示制御部8では、指定された表示フォーマットに従って画像を表示すべく、画像表示部6に出力する画像データの加工を行う。

【0029】前記画像データの加工には、画像を指定された表示サイズに適合させるための拡大、縮小処理や、画像の階調を表示装置の輝度特性に適合させるためのウ

ィンドウ処理などの階調変換も含まれる。尚、前記拡大縮小処理や階調変換等は、画像が画像メモリに転送される以前に画像処理部1において施されるような構成としても良い。

【0030】ところで、本実施例の前記放射線撮影装置2では、エネルギー差分処理を実現する撮影が行えるようになっている。前記エネルギー差分処理（エネルギーサブトラクション処理）とは、同一被写体でX線エネルギーの分布が異なる2種類の画像を用いて、骨を消去した軟部画像や、逆に、軟部組織を消去した骨部画像を得るなど、放射線吸収係数の異なる物質をそれぞれ別々に画像化する手法である（放射線医療技術学叢書（6）

「CRの実用画像処理」1993年3月31日 社団法人 日本放射線技術学会 発行 等参照）。かかるエネルギー差分処理により、例えば胸部画像上で肋骨に重なって発見しにくい結節影が、肋骨を除去することにより発見しやすくなる。

【0031】異なるエネルギー分布を持つX線による2種類の画像を得るための撮影法には、1ショット法又は2ショット法がある。前記2ショット法は、X線管電圧を切換えて2回曝射することで行う。具体的には、例えば、初めに60kVで低エネルギー像を撮影して、次にイメージングプレートを入れ換えると共に、管電圧を120kVに切換えて高エネルギー像を撮影するものである。

【0032】一方、前記1ショット法は、2枚のイメージングプレートの間にフィルター（例えば銅板）を挟んで重ね、例えば100kV程度の管電圧で曝射し、2枚のイメージングプレートをそれぞれ別に読み取って画像化するものである。前記1ショット法又は2ショット法による撮影で得られた高エネルギー、低エネルギー画像に対して、特開昭58-163338号公報に開示されるような加重減算処理を行うことにより、軟部画像（骨部消去画像）と骨部画像（軟部消去画像）とを生成することができる。しかし、単純な加重減算処理に基づく処理画像には診断上有用な情報以外のノイズ成分が多量に含まれているので、より診断しやすいエネルギー差分処理画像を生成するためには、図2に示す原理図で表されるようなノイズ除去機能を有する画像間演算処理を適用することが好ましい。

【0033】まず、高エネルギー画像H<sub>r</sub>、低エネルギー画像Lから単純な加重減算で軟部（骨部消去）画像B<sub>0</sub>を生成する。次に、骨部画像B<sub>0</sub>に対して、数画素のマスクの平均をとる平滑化フィルタF<sub>b1</sub>をかける。ここで、前記平滑化処理された軟部画像F<sub>b1</sub>（B<sub>0</sub>）をオリジナル画像から減算すれば、骨部画像S<sub>1</sub>が得られるが、ノイズをできるだけ減らす観点から、オリジナル画像として高エネルギー、低エネルギー画像のいずれか一方を使うよりも、2つのオリジナル画像を加算平均した画像Aを使う方が有利である。

【0034】一方、軟部画像B<sub>1</sub>は、前記加算平均画像

Aから、前記骨部画像S<sub>1</sub>を平滑化フィルタF<sub>s1</sub>で平滑化した画像F<sub>s1</sub>（S<sub>1</sub>）を減算することで生成される。尚、前記平滑化フィルタF<sub>s1</sub>では、エッジを劣化させることなく中高周波成分をカットするようなエッジ保存平滑化フィルタを用いると良い。また、前記平滑化フィルタがノイズのみでなく信号まで劣化させると、軟部画像には骨信号の一部が偽画像として重畳し、骨部画像には軟部信号の一部が偽画像として重畳してしまうので、マスクのサイズ等を変えながら、軟部画像と骨部画像とを交互に求める処理を数回繰り返し、充分ノイズを除去した後に、軟部画像と骨部画像とを出力する構成としても良い（特開平3-285475号公報等参照）。

【0035】ところで、高エネルギー、低エネルギー画像を得る撮影においては、高エネルギー画像Hと低エネルギー画像Lとの間で被写体像に幾何学的なずれが生じることがある。前記ずれの発生原因は、1ショット法と2ショット法に共通なものとして、撮影における2枚のイメージングプレートの位置ずれがあり、また、1ショット法に特有なものとしては、上側のイメージングプレートと下側のイメージングプレートとの距離によって生じる2枚の画像の拡大率の差がある。かかるずれをそのまま残して加重減算を行うと、例えば骨のエッジが偽画像として減算結果の軟部画像に残ることになる。

【0036】そこで、図3のフローチャートに示すように、高エネルギー、低エネルギー画像（オリジナル画像）の重み付き差分処理（加重減算）を行う前に、高エネルギー、低エネルギー画像間で被写体の相対的な位置ずれを合わせる位置合わせ処理を行うようにすると良い。前記位置合わせ処理としては、例えばリング状の金属マーカーを用いる方法がある（特開昭58-163338号公報等参照）。この方法は、各イメージングプレート上のマーカーの位置を検出して、該検出結果を比較することで、2枚のイメージングプレート間のずれ量を算出し、前記算出されたずれ量に基づき、オリジナル画像の少なくとも一方について回転、平行移動、拡大縮小処理（座標変換処理）を施し、その後に減算処理を行うものである。

【0037】また、前記マーカーを用いずに位置合わせ処理を行う方法として、低エネルギー画像、高エネルギー画像においてそれぞれ被写体上の相互に対応する部分（輪郭やエッジ点など）を検出し、該検出結果を比較することできずれ量を算出する方法がある（特開平6-215108号公報等参照）。具体的には、例えば、オリジナル画像それぞれについてフィルタリング処理をしてエッジ点（例えば鎖骨と肋骨が交差する点）を求め、低エネルギー画像から各エッジ点を中心とする所定領域を取り出す。次いで、該領域を高エネルギー画像上でずらしながら、2つの画像間の相関値が最大になる点を見つけ、このときのずれ量をそのエッジ点における2画像間におけるずれ量とするものである。そして、各エッジ点

毎に求められたずれ量から画像全体の回転、平行、拡大量を算出する。

【0038】尚、高エネルギー、低エネルギー画像間の位置合わせ処理における座標変換は、前記回転、平行、拡大の組み合わせからなる線型変換を用いる構成とする方が、計算量が少なく処理速度が速いので好ましい。上記のエネルギー差分処理画像によれば、例えば、骨部を消去した軟部画像に基づいて肋骨と重なった腫瘍を見つけやすくなる。しかしながら、軟部画像であっても血管陰影と腫瘍との区別は難しいため、病変陰影を見落とす可能性があり、また、病変陰影の経時変化に関する情報がないため、たとえ病変陰影が認識できたとしても、それが新しく発生した陰影なのか、慢性病変なのかを判別できず、病変の進行の速さを判断することもできない。

【0039】そこで、本実施例では、オリジナル放射線画像を得る撮影を異なる時期（例えば異なる年度）に複数回行った結果として、各撮影時期に対応して生成される同一被写体に関わるエネルギー差分処理画像間において、画像間演算処理（例えば差分処理）を行うことで（画像間演算処理手段）、同一被写体における経時変化部分を選択的に強調した画像を得るようにしてある。以下、異なる撮影時期に対応して生成される同一被写体に関わるエネルギー差分処理画像間における画像間演算処理を、時系列処理と言う。

【0040】例えば、軟部画像どうしでの時系列処理を行えば、腫瘍や炎症など、人体の軟部組織に近い放射線吸収率をもつ病変の経時的变化を強調することができ（図4参照）、また、骨部画像どうしでの時系列処理を行えば、骨折、軟骨の化骨、石灰化など、人体の骨に近い放射線吸収率をもつ構造の経時变化を強調することができる。従って、前記時系列処理画像によれば、新たに発生した病変や病状の変化した病変を見落としなく容易に発見することができ、診断精度及び診断効率を向上できる。

【0041】尚、時系列処理は、軟部画像どうし或いは骨部画像どうしのいずれであっても良いが、軟部画像どうしの方が臨床的重要性が高く、診断情報として有用である。前記エネルギー差分処理画像間における時系列処理の流れを図5のフローチャートに示してある。

【0042】図5のフローチャートにおいて、まず、異なる撮影時期に対応する2つのエネルギー差分処理画像間1、2（骨部画像どうし又は軟部画像どうし）において、共通の被写体部分を位置合わせする位置合わせ処理を行う（位置合わせ処理手段）。即ち、相互に異なる時期に撮影されたオリジナル画像に基づく2つのエネルギー差分処理画像間では、撮影時のポジショニングや放射線入射方向の差異などに起因して、被写体の位置ずれが生じるので、画像間演算処理（差分処理）を行う前に、エネルギー差分処理画像間で被写体の相対的な位置ずれを合わせる処理を行わせるものである。

【0043】尚、エネルギー差分処理画像間において、撮影時のX線露光量のばらつきなどにより、濃度や階調が異なる仕上がりになっている場合があるので、位置合わせ処理の前処理として、画像全体の濃度・階調を標準的な濃度・階調特性に合わせる濃度・階調補正処理を行わせても良い。具体的には、例えば胸部放射線画像において、関心領域である肺野領域内の画像データの分散値を合わせたり、また、最大値と最小値との差を合わせる処理を行わせると良い。また、米国特許5224177号に開示されるような濃度・階調補正処理を行わせるようにしても良い。

【0044】位置合わせ処理が終了すると、2つのエネルギー差分処理画像の対応する画素間で画像データの差分をとる画像間演算処理としての差分処理（時系列処理）を実行することで、2つのエネルギー差分処理画像間での経時変化部分を選択的に強調した処理画像（時系列処理画像）を得る（差分処理手段）。前記画像間演算処理（差分処理）の後処理として、ウインドウ処理などの階調処理、診断に不必要的部分を削除するトリミング処理などを行っても良い。また、エネルギー差分処理と経時差分処理とを合成して、1段階の処理で行っても良い。

【0045】ここで、エネルギー差分処理画像間における位置合わせ処理について述べる。前記エネルギー差分処理画像間における位置合わせ処理では、前述したエネルギー差分処理におけるオリジナル画像間における位置ずれよりも複雑な位置ずれの発生が予測されるので、画像を歪めることにより、人体の複雑な位置ずれを精度良く位置合わせすることができる非線型変換を用いることが好ましい。

【0046】更に、位置合わせ処理を、粗位置合わせ処理と精位置合わせとの2段階で行わせる構成とし、かつ、前記粗位置合わせ処理を解剖学的構造に基づいて行うのが好ましい。解剖学的構造の位置を対比して位置合わせを行う構成であれば、比較的大きな位置ずれがあつても、これを大まかに合わせる処理が可能であり、更に、予め大まかな位置合わせが行われていれば、位置ずれ量は充分に小さくなっているから、次段階の精位置合わせ処理において比較的簡単に高精度な位置合わせ処理が可能である。

【0047】例えば、胸部放射線画像においては、経時的な形状変化が比較的少ない肺や脊椎を解剖学的構造として抽出させることができやすく、特に、骨部画像においては脊椎線や胸郭、軟部画像においては肺野輪郭や縦隔を抽出させると良い。胸部放射線画像における肺野部の輪郭抽出は、例えば特開昭63-240832号公報に開示される方法を用いて行える。具体的には、画像データの1つの行又は列についてのみ注目し、その1次元の画像データ列の中で前後のデータとの関係が予め定めた特定のパターンとなる点を、その行或いは

列における輪郭点とし、必要な範囲の行或いは列について前記輪郭点を求めてそれらの点を結んだ線を肺野の輪郭とするものであり、前記特定のパターンとしては極小となる点、傾きが最大となる点、傾きが最小となる点などを用いる。

【0048】また、胸部放射線画像において肺野を含む矩形領域を抽出する方法としては、例えば特開平3-218578号公報に開示されるような方法がある。具体的には、画像の縦方向についてプロジェクション値（画像データの一方向の累積値）を求める。そして、前記プロジェクション値が最小値となる点を正中線とし、該正中線から外側に向けて移動しながらプロジェクション値と所定の閾値とを比較して、プロジェクション値が最初に閾値以下になった左右それぞれの点を、肺野の左端及び右端として決定する。同様に画像の横方向についてもプロジェクション値を求めて、肺野の上端及び下端を決定する。

【0049】また、胸部放射線画像において肺野輪郭や肋骨位置を抽出する方法としては、特開平2-250180号公報に開示されるようなものがある。このものは、縦横のプロファイル情報に基づいて肺野輪郭や肋骨位置を抽出するものであり、特に肋骨の抽出においては、背景部分の影響を多項式近似により排除する構成となっている。

【0050】一方、腹部の放射線画像において、解剖学的構造として腰椎、腸骨、骨盤などの骨部を抽出する方法としては、特開平4-341246号公報に開示される方法がある。例えば、腹部放射線画像において腸骨部を抽出するには、画像の横方向における信号変化を示すプロファイルを作成し、かかるプロファイルにおいて極小値をとる部位の個数・位置に基づいて、腸骨部を囲む上下2つの線分を求めて、腸骨部領域を抽出する。また、骨部と骨以外の部分との境界信号値をヒストグラム等から求めて、かかる境界信号を閾値として画像信号の2値化を行うことで、腰椎、腸骨、骨盤などの骨部領域とそれ以外の領域とに区分して骨部領域を抽出することが可能である。

【0051】尚、上記に示す解剖学的構造の抽出方法に限定されるものではなく、公知の種々の抽出方法を用いることができるることは明らかである。上記のようにして、共通の被写体部分を含む複数の画像それそれにおいて、共通する解剖学的構造を抽出すると、該抽出結果に基づいて複数の画像の解剖学的構造の位置を大まかに合わせるように、少なくとも1つの画像を座標変換するか、或いは、該粗位置合わせにおける座標変換を表す式、係数等を決定する。即ち、複数画像中の1画像を基準画像として設定し、かかる基準画像における解剖学的構造（例えば肺、脊椎など）の位置に、他の画像の同じ解剖学的構造の位置が一致するように大まかな位置合わせを行う。

【0052】前記粗位置合わせにおける座標変換は、回転、拡大・縮小、平行移動の組み合わせからなる線型変換を用いることが、計算量が少なく処理速度が速いので好ましい。例えば脊椎や肺野輪郭を抽出した場合には、該脊椎や肺野輪郭を示す線が重なるように、一方の画像の回転角、拡大・縮小率、平行移動量のうちの少なくとも1つを決定する。また、肺野を含む矩形領域を抽出した場合には、矩形の上辺及び左右辺が重なるように、一方の画像の回転角、拡大・縮小率、平行移動量のうちの少なくとも1つを決定する。

【0053】また、解剖学的構造の輪郭線で囲まれる領域の画像データを用いて、SSDA法（Sequential Similarity Detection Algorithm）、相互相関法、フーリエ変換位相相関法等を用いて、回転角、拡大・縮小率、平行移動量のうちの少なくとも1つを決定する構成としても良い。ここで、前記粗位置合わせ処理においては、画像の画素数を間引き或いは平均化処理によって減少させた縮小画像を用いることが、処理速度を向上させる上で好ましい。

【0054】精位置合わせ処理においては、粗位置合わせ処理を施した画像データ又は粗位置合わせ処理における位置合わせ情報に基づき、画像間における共通の被写体部分の構造を相対的に精細に合わせるように、少なくとも1つの画像について座標変換を行うか、或いは、座標変換を表す式、係数等を決定する。ここで、前記座標変換においては、非線型変換を用いることが好ましい。即ち、非線型変換では、画像を歪ませることが可能であるから、人体の複雑な位置ずれを精度良く位置合わせすることが可能である。

【0055】非線型変換における係数の決定においては、複数の点においてそれぞれローカルマッチングの手法を用いて求めた複数の移動量を総合することにより定めると良い。前記ローカルマッチングとは、画像の大きさよりも小さい部分領域を選択し、該部分領域内に基づいて該領域の中心点に対応する移動量を求めるものである。

【0056】例えば胸部放射線画像においては、肺野領域の輪郭を抽出し、複数の画像それぞれについて画像の肺野領域全体にわたって多数の点をマトリックス的に配置する。次いで、それぞれの点を中心として、一定の大きさの部分領域を設定する。このとき、座標変換を行う画像における部分領域の大きさを、基準画像（座標変換を行わない画像）の部分領域の大きさに比べて大きく設定し、小さい方の部分領域をテンプレート、大きい方の部分領域をサーチ領域と呼ぶ。

【0057】そして、肺野内でおおよそ対応する位置にあるテンプレートとサーチ領域とのペアを用いて、サーチ領域に含まれる、テンプレートAと同形の副領域を少しずつ移動しながら、その中でテンプレートAと最も良く類似した副領域Bを探索する。副領域Bが探索される

13

と、中心座標に基づいてテンプレートAの中心座標に対する移動量を計算する。ここで、ある副領域がテンプレートとどの程度類似しているか（類似度）を評価する手段としては、SSDA法、相互相関法、フーリエ変換位相相関法などを使用することができる。

【0058】複数のテンプレートについて決定された移動量のx成分及びy成分、即ち、 $\Delta x$ 及び $\Delta y$ の分布に基づいて、x, yを変数とする2次元n次の多項式で表される座標変換式が決定され、かかる変換式に基づいて一方の画像の変換を行うか、或いは、前記座標変換式又は係数の情報を精位置合わせ情報として、画像間演算処理に与え、差分処理などの画像間演算を行うときに、前記精位置合わせ情報に基づいて対応画素を決定して差分処理を行わせる。

【0059】ところで、前記位置合わせ処理において、例えば軟部画像の時系列処理を行う場合に、位置合わせ処理の全段階を軟部画像を用いて行う必要はなく、オリジナル画像を用いて粗位置合わせ処理を行った後、軟部画像を用いて精位置合わせ処理を行わせたり、また、骨部画像を用いて粗位置合わせ処理を行った後、軟部画像を用いて精位置合わせ処理を行わせたりしても良い。特に、骨部画像においては、複雑な軟部組織が消去されている一方、骨は単純な構造で明確な輪郭を有するので、軟部画像間で差分処理を行う場合であっても、骨部画像を用いて粗位置合わせを行う構成とすることで、粗位置合わせを簡便且つ精度良く行わせることが可能であり、以て、差分処理画像における偽画像の発生を防止できる。

【0060】また、粗位置合わせ処理は、前記エネルギー差分処理におけるオリジナル画像間での位置合わせ情報を利用しても良いし、エネルギー差分処理における位置合わせ処理が、エネルギー差分処理画像間における粗位置合わせを兼ねるようにも良い。前述のようにして、エネルギー差分処理画像間で画像間差分処理（差分処理）を行うことで、エネルギー差分処理画像間での経時変化部分を選択的に強調した処理画像（時系列処理画像）を得ると、これを、前記画像表示ユニットA又はBに表示させて、経時変化部分の詳細を画像上で容易に観察できるようにする。

【0061】前記エネルギー差分処理画像間での差分処理で得た処理画像は、比較読影に障害となる人体の正常構造の一部をエネルギー差分処理によって除去されており、更に、画像間演算処理により経時変化部分が選択的に強調されるので、新たに発生した病変や病状の変化した病変の見落としを防ぐことができる。また、経時変化のない場合の確信度を高め、撮影性を低減できる。更に、骨陰影と血管陰影とをそれぞれ別の画像処理によって低減するので、撮影時の放射線入射方向の差異により骨と血管との位置関係が異なる場合でも、両方の構造が打ち消され、偽画像が発生しない。

14

【0062】ここで、エネルギー差分処理画像を前記画像記憶部1に記憶させておき、該記憶データを読み出してエネルギー差分処理画像間での演算処理を行わせる構成であっても良いし、また、オリジナル画像を記憶部1に記憶させておいて、該オリジナル画像に基づいてエネルギー差分処理画像を生成してから、該生成されたエネルギー差分処理画像間での演算処理を行わせる構成であっても良い。

【0063】前記エネルギー差分処理画像間での差分処理で得た処理画像（時系列処理画像）は、経時変化部分が生じている部分の発見のために表示させるものであり、経時変化部分が発見されたらオリジナル画像又はエネルギー差分処理画像上で、前記経時変化部分を詳細に読影することが必要になる。このため、前記画像表示ユニットA, Bに時系列処理画像のみを表示させる構成であると、時系列処理画像において観察された経時変化部分をオリジナル画像やエネルギー差分処理画像上で直ちに確認できず、診断精度、診断効率が悪い。

【0064】そこで、本実施例では、前記時系列処理画像とオリジナル画像又はエネルギー差分処理画像とを同一表示画面上又は異なる表示画面上に同時に表示する構成として、時系列処理画像とオリジナル画像又はエネルギー差分処理画像との対比を容易にし、以て、時系列処理画像において観察された経時変化部分をオリジナル画像又はエネルギー差分処理画像上で直ちに確認することができるようとした。

【0065】具体的には、例えば、図6に示すように、画像表示ユニットAの画像表示部6aには、最新の撮影時に対応するエネルギー差分処理画像をその表示画面に表示させる一方、前記画像表示部6aに並べて配設される他方のユニットBの画像表示部6bには、最新の撮影時に対応するエネルギー差分処理画像と前回の撮影時に対応するエネルギー差分処理画像との間での差分処理で得られた時系列処理画像をその表示画面に表示させ、同時にエネルギー差分処理画像と時系列処理画像とを異なる表示画面上に表示させて見比べができるようにしている。これにより、時系列処理画像に基づいて経時変化部分が観察されると、隣に表示されているエネルギー差分処理画像上でその部分を直ちに確認できる。

【0066】尚、前記最新のエネルギー差分処理画像に代えて、最新の撮影時に対応する高エネルギー画像又は低エネルギー画像を表示させる構成としても良い。ここで、オリジナル画像又はエネルギー差分処理画像を表示させる画像表示部6aの解像度は、オリジナル画像の画素数相当か或いはそれ以上として、画像を劣化なく表示させることができが、時系列処理画像については経時変化部分の有無及びその位置を概略的に知るために表示させるものであるため、オリジナル画像を表示させる表示画面に要求されるような高解像度が必要ではない。

【0067】そこで、オリジナル画像又はエネルギー差

15

分処理画像を表示させるものとして予め設定された画像表示部6aの解像度は、オリジナル画像の画素数相当か或いはそれ以上とするが、時系列処理画像を表示させるものとして予め設定された画像表示部6bについては画像表示部6aよりも解像度の低いもの、或いは、画像表示部6aよりも画面サイズの小さいものを用いても良い。

【0068】画像表示部6aが高解像度を有するものであれば、画像の精細な表示が可能になると共に、同一画面に複数の縮小画像を並べて表示しても画質の損失が小さい。また、比較的低解像度の表示画面に時系列処理画像を表示させることで、細かな正常構造物の陰影に影響されることなく、経時変化部分を検知できる。更に、画像表示部6bに不必要に過剰な解像度を要求しないことで、コスト低減を図れる。

【0069】具体的には、画像表示部6aとしてCRTを用いることが、階調表現性能の点から好ましく、更に、医療用高精細CRTとして知られている走査線1000本系以上のCRTを用いることがより好ましい。画像表示部6bとしては、CRT、プラズマディスプレイ、液晶ディスプレイなどを用いることが好ましい。ところで、表示の形態としては、一方の画像表示部6aの同一表示画面上にオリジナル画像又はエネルギー差分処理画像と時系列処理画像とを同時に表示させる構成であっても良い。

【0070】同一表示画面上に同時に表示させる場合には、2つの画像を同じサイズに縮小して同一の表示画面上に上下又は左右に並べて表示させたり、オリジナル画像又はエネルギー差分処理画像に対して時系列処理画像の縮小率を相対的に大きくなり、画像表示部6aの同一表示画面上に上下又は左右に並べて表示させても良い。

【0071】時系列処理画像については、細かな陰影の読影は必要でなく、高解像度での表示はかえって経時変化部分の検知の妨げになる場合もあるので、上記のようにより大きな縮小率で縮小表示しても問題はなく、また、縮小率を大きくすることで経時変化部分の観察に不要な細かな陰影が潰れて経時変化部分の検知が容易となる。

【0072】上記実施例では、時系列処理画像とオリジナル画像又はエネルギー差分処理画像を同一表示画面上又は異なる表示画面上に同時に表示することで、これらの画像の比較読影による経時変化の検知を容易とし、以て、診断効率、診断精度を向上させる構成としたが、例えば比較したい同一被写体の画像が3枚以上ある場合などでは、複数の画像を同一表示面上の同一位置に切り換えて表示する方が、読影に好都合な場合がある。

【0073】従って、同一被写体の複数画像について、前述のように同時に表示するモードの他に、同一被写体の複数画像を同一表示面上の同一位置に切り換えて表示

16

するモードを備えるようにすることが好ましい。前記切り換え表示モードでは、複数の画像（例えば時系列処理画像、最新のエネルギー差分処理画像、過去のエネルギー差分処理画像）が、一方の画像表示部6aの同一位置に順次切り換え表示される。

【0074】前記切り換えの間隔は、予め設定された一定時間であっても良いが、任意に切り換え時間を変更できるようにすることが好ましく、また、切り換えタイミングをその都度医師等が操作卓4を介して指示する構成とすることもでき、更に、一定時間で切り換えを行わせる場合であっても、画像切り換えの一時停止を任意に行えるようにすると良い。

【0075】ところで、上記のように複数の画像を同時に表示させ、これらの画像を見比べて経時変化部分の正確な位置や範囲又は変化の程度を観察するには、表示された複数の画像から相互に対応する小さな領域を経験と知識に基づいて選択し、それらの小さな領域をかわるがわる見比べて判断しなければならず、高い診断精度や診断効率を安定的に発揮させることが困難である。

【0076】そこで、以下に示すような表示が行える構成とすることが好ましい。即ち、操作卓4等の操作によって表示画面上の画像における任意の領域を座標指定できるようにし、例えば、2つの画像を各表示部6a、6bに同時に表示させた場合に、一方の画像上の関心領域を基準領域として設定すると、他方の画像上で前記設定された関心領域と同じ被写体部分に対応する領域が参照領域として自動的に設定され、前記基準領域と参照領域とを示す窓枠状の図形表示が、表示画面上の画像に重ねて表示されるようにする（図7参照）。尚、図7においては、表示部6a側に基準領域が指定される場合を示したが、表示部6b側に基準領域が指定される構成であっても良い。

【0077】前記基準領域の設定は、操作卓4に設けられたマウス等のポインティングデバイスを用いて指定するようにしても良いし、操作卓4に設けられたキーボードを用いて座標入力しても良い。また、各表示部にタッチパネルが設けられていて、表示画像上の任意の点に直接触れることにより指定できるような構成にしても良い。

【0078】かかる構成によれば、経時変化を観察したい関心領域があるときに、例えばエネルギー差分処理画像（基準画像）上でその領域（基準領域）を指定することで、時系列処理画像（参照画像）上での対応する領域が参照領域として窓枠で囲まれて表示されるから、それぞれの窓枠内の画像のみに注目すれば良く、関心領域内に経時変化があるか否かを容易に観察でき、また、観察された経時変化部分をエネルギー処理画像又はオリジナル画像上で詳細に観察できる。

【0079】また、逆に、時系列処理画像上で観察した経時変化部分を含む領域を指定することで、オリジナル

画像又はエネルギー差分処理画像上の対応する領域が参考領域として自動設定されるから、時系列処理画像上で観察した経時変化部分をオリジナル画像又はエネルギー差分処理画像上で詳細に観察することが容易に行える。

【0080】更に、最新のエネルギー差分処理画像と過去のエネルギー差分処理画像とを同時に表示させた場合に、一方の画像で基準領域を指定することで、同じ領域の対比観察が容易に行え、経時変化の様子を容易に観察できる。ここで、基準領域は前述のように操作卓4による任意の設定を行わせても良いが、例えば経時変化部分が強調されることになる時系列処理画像とオリジナル画像又はエネルギー差分処理画像とを表示させる場合は、前記時系列処理画像から経時変化の部分を検出し、該検出部分を含む領域を基準領域として自動設定させる一方、オリジナル画像又はエネルギー差分処理画像上で前記基準領域に対応する参照領域を設定して、これら基準領域、参照領域を識別できる図形をそれぞれの画像上に重ねて表示させる構成としても良い。

【0081】更に、過去に自動検知又は医師による診断により異常陰影部として検知された領域を記憶させておき、かかる記憶データに基づいて基準領域の初期設定を行わせる構成としても良い。前記自動検知の手段としては、例えば特開平3-133430号公報に示す方法等がある。また、基準領域と参照領域とが設定されると、画像間の対比は専ら前記領域内の画像について行われることになるから、基準領域と参照領域との少なくとも一方について表示画面上に設定された領域のみを拡大表示させることができるようにすると良い(図7参照)。上記のように注目すべき領域が拡大表示されれば、経時変化のより詳細な観察が可能になる。

【0082】また、基準領域を示す図形(窓枠表示)又は拡大表示された基準領域の画像を表示画面に対して操作卓4の操作によって上下左右にスクロールできるようにすると共に、かかる基準領域のスクロール量、方向に対応して、参照領域を示す図形又は拡大表示された参照領域の画像を、基準領域のスクロールに同期してスクロールさせる構成とすることが好ましい。

【0083】この場合には、基準画像上において、経時変化が観察された領域又は関心領域のみならず、周辺領域の詳細な観察が容易に行えるようになる。また、かかる基準画像でのスクロールに同期して参照領域のスクロールも行われるから、周辺領域の対比観察が容易に行える。ところで、前述のように、異なる撮影時期に対応する2つのエネルギー差分処理画像間における差分処理で得られる時系列処理画像では、経時変化部分が強調されて経時変化部分の検出が容易であるものの、経時変化の生じていない構造物についてはその読影が困難になるから、時系列処理画像の観察によって経時変化部分が検出されても、正常構造物内におけるその正確な位置、領域を同じ時系列処理画像から認識することが困難であ

る。

【0084】そこで、前記時系列処理画像にオリジナル画像(低エネルギー画像又は高エネルギー画像)を加算する処理を行い、かかる処理によって生成された加算画像を表示させることで、画像内の経時的な変化部分を、変化していない構造部分との位置関係を明確にして読影者に提示できるようにしても良い。即ち、差分処理画像(時系列処理画像)にオリジナル画像を加算すれば、変化のない正常構造物を表示しつつ、経時変化部分を選択的に強調した画像を得ることが可能となり、経時変化部分を経時変化のない正常構造物を背景として認識できることになる。

10 【0085】図8に前記加算処理の例を示してある。図8に示す例は、オリジナル画像を階調変換テーブルを用いて階調処理することでコントラストを低下させた後、かかる画像処理が施されたオリジナル画像を差分処理画像に加算し、かかる加算画像を表示させるものである。

オリジナル画像のコントラストを低下させることによって、差分処理画像で強調される経時変化部分が、加算画像において経時変化のない構造部分の細かな陰影に埋もれて、経時変化部分の検出が行い難くなることを防止するようにしたものであり、これにより、差分処理画像で強調される経時変化部分を見やすい形のまま、経時変化のない構造物の画像上に重ねて表示させることができる。

20 そして、前記加算画像の観察によって、経時変化していない構造物との位置関係を明確にした上で経時変化部分を容易に検出することが可能となる。

【0086】加算画像において経時変化のない構造部分の細かな陰影に埋もれて経時変化部分の検出が行い難くなることを防止するための画像処理としては、前記階調処理の他、非鮮鋭化処理、高周波抽出処理などであっても良い。また、図9に示すように、オリジナル画像から構造物の輪郭(肺野輪郭、肋骨輪郭、脊椎線など)を抽出する処理を行うと共に、該輪郭を線画表現する図形を生成し、前記輪郭を示す図形に差分処理画像を加算し、構造物の輪郭上に経時変化部分が強調された画像が重ねられるようにしても良い。

【0087】尚、輪郭を線画表現する代わりに、輪郭の抽出結果に基づいて肺野領域や心臓領域を塗り潰しパターンで表現する図形を生成させる構成としても良い。また、図10に示す実施例では、差分処理画像(時系列処理画像)の各画素の画像データと所定の閾値との比較によって差分処理画像を2値化し、経時変化部分に対応する閾値以上の画素が複数連続する領域を求め、各領域を弁別するラベリング処理を用いることによりかかる領域の中で所定以上の大きさを持つ領域(島)を抽出し、該抽出した領域を塗り潰しパターンで表現する。そして、経時変化部分を塗り潰しパターンで表現する前記画像をオリジナル画像に加算し、該加算画像を表示させている。

30 【0088】ここで、経時変化部分を塗り潰しパターン

40

なることを防止するための画像処理としては、前記階調処理の他、非鮮鋭化処理、高周波抽出処理などであっても良い。また、図9に示すように、オリジナル画像から構造物の輪郭(肺野輪郭、肋骨輪郭、脊椎線など)を抽出する処理を行うと共に、該輪郭を線画表現する図形を生成し、前記輪郭を示す図形に差分処理画像を加算し、構造物の輪郭上に経時変化部分が強調された画像が重ねられるようにしても良い。

【0089】尚、輪郭を線画表現する代わりに、輪郭の抽出結果に基づいて肺野領域や心臓領域を塗り潰しパターンで表現する図形を生成させる構成としても良い。また、図10に示す実施例では、差分処理画像(時系列処理画像)の各画素の画像データと所定の閾値との比較によって差分処理画像を2値化し、経時変化部分に対応する閾値以上の画素が複数連続する領域を求め、各領域を弁別するラベリング処理を用いることによりかかる領域の中で所定以上の大きさを持つ領域(島)を抽出し、該抽出した領域を塗り潰しパターンで表現する。そして、経時変化部分を塗り潰しパターンで表現する前記画像をオリジナル画像に加算し、該加算画像を表示させている。

50 【0088】ここで、経時変化部分を塗り潰しパターン

で表現する代わりに、経時変化部分を示す特定の図形（例えば×印）をオリジナル画像上の対応する部分に重ねて表示させるようにしても良い。また、前記加算処理において、差分処理画像（時系列処理画像）及びオリジナル画像の少なくとも一方を色操作手段を用いて着色表示する構成としても良い。更に、差分処理画像（時系列処理画像）の画素値に対して色相を変化させるようにしても良い。

【0089】

【発明の効果】以上説明したように請求項1又は2の発明にかかる画像処理装置によると、例えばエネルギー差分処理によって骨陰影を低減する一方、血管陰影をエネルギー差分処理画像間での演算処理で低減することができる、骨と血管との位置関係が、撮影時の放射線の入射方向の差異等によって異なっている場合であっても、骨陰影及び血管陰影をそれぞれ高精度に打ち消すことができ、以て、偽画像の発生なく変化部分を選択的に強調でき、骨や血管に影響されることなく、腫瘍などの病変陰影で変化のあった部分を容易に読影できるという効果がある。

【0090】請求項3の発明にかかる画像処理装置によると、異なる撮影時期にそれぞれ対応する複数のエネルギー差分処理画像間で、位置合わせを行った後に差分処理を行うことで、撮影時期が異なることによる被写体位置のずれなどがあっても、経時変化のない部分を的確に打ち消して、偽画像を発生させることなく経時変化部分のみを強調した画像を得ることができるという効果がある。

【0091】請求項4の発明にかかる画像処理装置によると、画像の複雑な歪みにも対応できる非線型画像変換を用いて位置合わせ処理を行うので、撮影時期が異なることで発生する被写体の複雑な位置ずれに対応して、精度の高い位置合わせ処理が可能であるという効果がある。請求項5の発明にかかる画像処理装置によると、軟部画像を用いて画像間演算処理を行うので、腫瘍陰影などの臨床的重要性の高い異常陰影の変化を効果的に強調することができるという効果がある。

【0092】請求項6の発明にかかる画像処理装置によると、軟部画像について画像間演算処理を行うときに、複雑な軟部組織が消去され然も輪郭が明確な骨部画像を用いて大まかな位置合わせを行ってから、軟部画像で細かな位置合わせを行うので、比較的大きな位置ずれがあっても位置合わせが可能で、然も、軟部画像を用いた位

置合わせ処理を簡便かつ高精度に行わせることができるという効果がある。

【0093】請求項7の発明にかかる画像処理装置によると、エネルギー差分処理画像間における画像間演算によって変化部分が選択的に強調された処理画像を表示させることで、画面上で経時変化部分を観察できるという効果がある。請求項8の発明にかかる画像処理装置によると、変化部分が選択的に強調された処理画像と、オリジナル画像とエネルギー差分処理画像との少なくとも一方とを同時又は切換えて表示させることで、処理画像上で観察された変化部分の位置や詳細をオリジナル画像又はエネルギー差分処理画像上で容易に確認できるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施例のシステム構成ブロック図。

【図2】エネルギー差分処理のアルゴリズムを示すブロック図。

【図3】エネルギー差分処理の流れを示すフローチャート。

【図4】オリジナル画像、エネルギー差分処理画像及び時系列処理画像を示す図。

【図5】エネルギー差分処理画像間での演算処理を示すフローチャート。

【図6】時系列処理画像の表示形態の例を示す図。

【図7】画像内における領域表示の例を示す図。

【図8】時系列処理画像とオリジナル画像との加算処理を示す図。

【図9】時系列処理画像とオリジナル画像との加算処理を示す図。

【図10】時系列処理画像とオリジナル画像との加算処理を示す図。

【符号の説明】

1 画像記憶部

2 放射線撮影装置

3 画像管理部

4 操作卓

5 画像処理部

6 a, 6 b 画像表示部

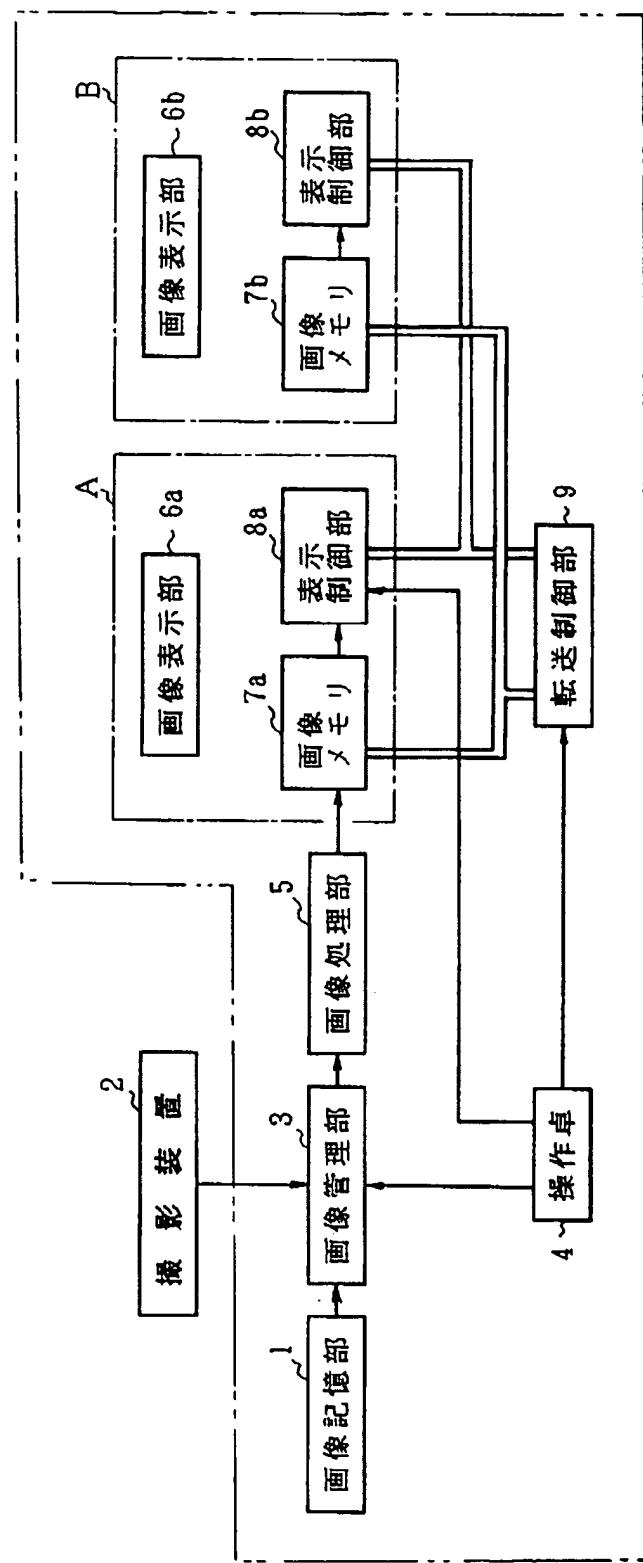
7 a, 7 b 画像メモリ

40 8 a, 8 b 表示制御部

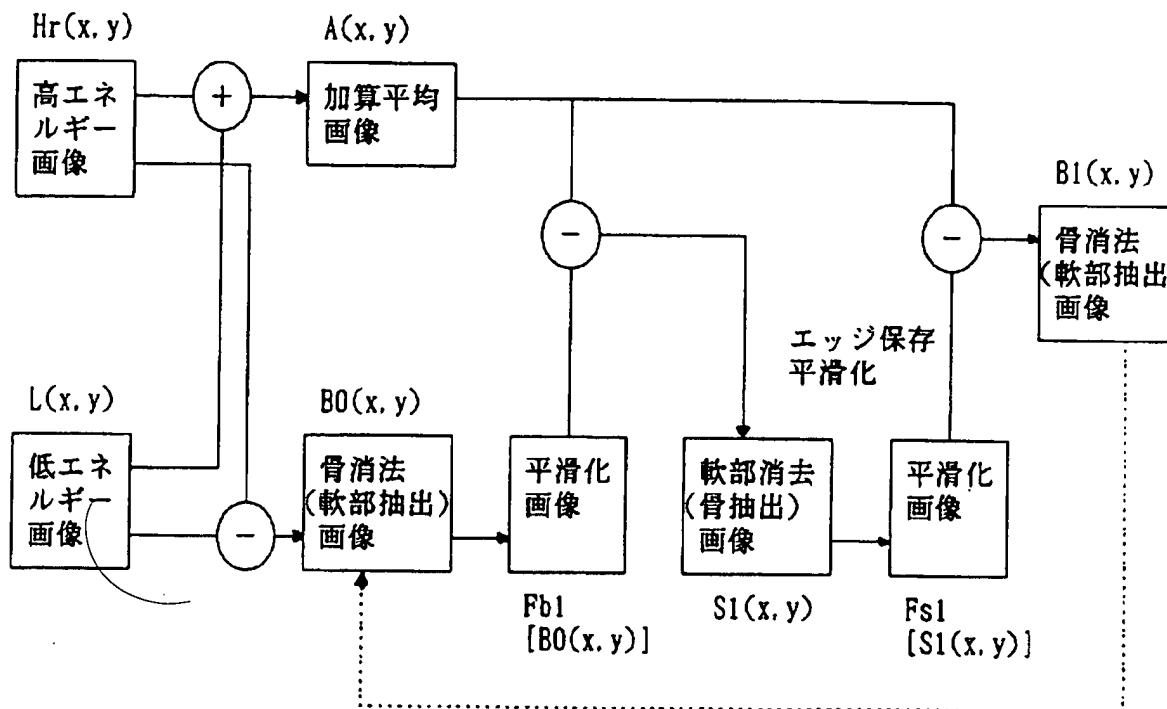
9 転送制御部

A, B 画像表示ユニット

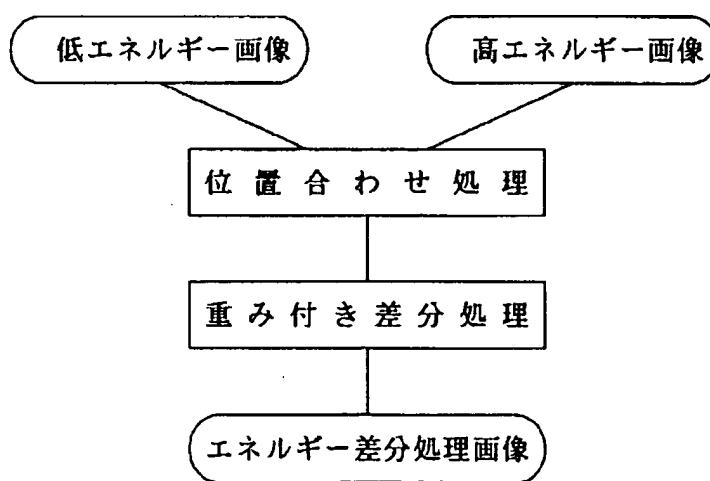
【図1】



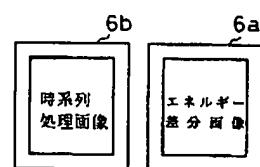
【図2】



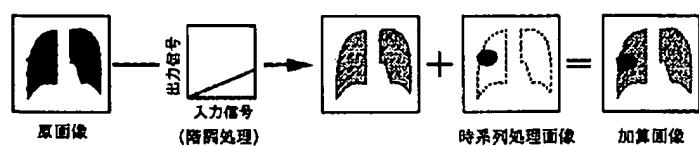
【図3】



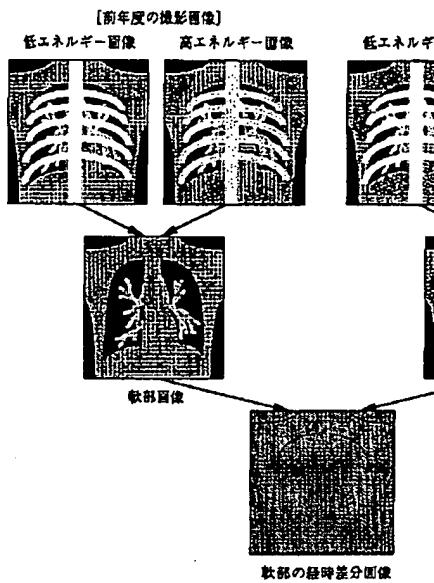
【図6】



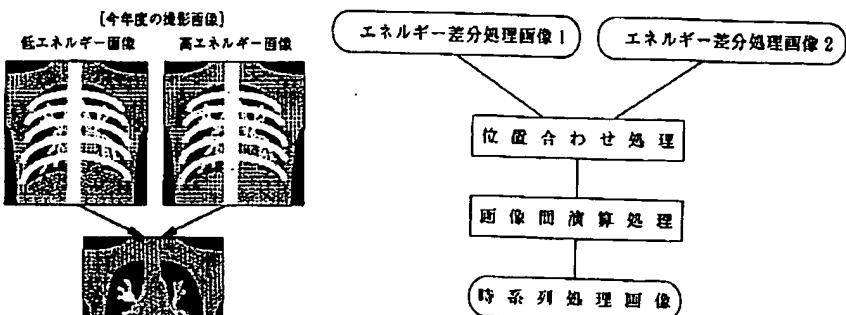
【図8】



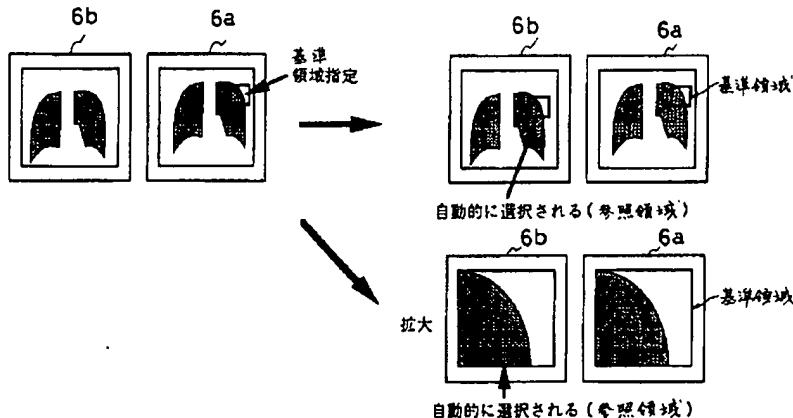
【図4】



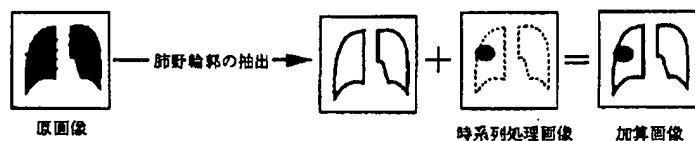
【図5】



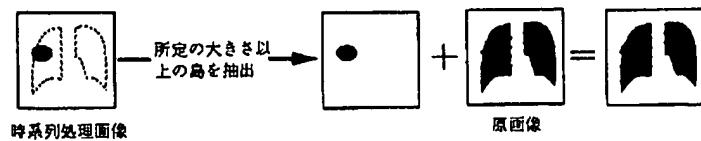
【図7】



【図9】



【図10】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
  - COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
  - GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**